Aus der Abteilung für
Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Das Reflexverhalten des M. masseter unter standardisierten Reflexauslösebedingungen

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WERNER HANS ALBER
aus Stuttgart

1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der Abteilung für
Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Das Reflexverhalten des M. masseter unter standardisierten Reflexauslösebedingungen

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WERNER HANS ALBER
aus Stuttgart

1983

Dekan:	Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter:	Professor Dr. W. Schulte
2. Berichterstatter:	Professor Dr. Dr. K. Mayer

---

gedruckt bei H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
2.	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1.	Kurzer Überblick über die Neuroanatomie des Kauorgans	2
2.2.	Eigen- und Fremdreflexe im Bereich des Kauorgans	6
2.3.	Die reflektorische Innervationsstille (Silent Period = SP) der Kaumuskulatur	10
2.4.	Terminologie	13
2.5.	Kurzer Überblick über bisherige Untersuchungen zur Reflexaktivität der Kaumuskulatur und ihre klinische Bedeutung	15
3.	PROBLEMSTELLUNG	20
4.	MATERIAL UND METHODIK	21
4.1.	Technische Ausrüstung zur Aufzeichnung von EMG-Signalen	21
4.2.	Verstärkung und Frequenzgang der Meßanlage	24
4.3.	Vorversuche über den Einfluß der Frequenzfilterung auf die EMG-Darstellung der Reflexaktivität	27
4.4.	Einsatz eines 50-Hz Sperrfilters	38
4.5.	Die Reflexaktivität des M. masseter bei definierten Kraftreizen	40
4.5.1.	Aufbau des Reizgerätes	40
4.5.2.	Prüfung und Kalibrierung der Lastzange	43
4.5.3.	Versuchsaufbau und Durchführung	47
4.5.4.	Erfassung der Meßwerte und statistische Auswertung	49
5.	MESSERGEBNISSE	57
6.	DISKUSSION	74
7.	ZUSAMMENFASSUNG	83
8.	LITERATURVERZEICHNIS	85

UNIV. LEIDEN BIBL.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547607_0006

1. EINLEITUNG

Die klinische Elektromyographie hat in der zahnärztlichen Heilkunde - im Gegensatz zur Allgemeinmedizin - noch keinen Einzug gehalten.

Die zahlreichen Untersuchungen zur Reflexaktivität der Kaumuskulatur, wie sie von AHLGREN (1), MATTHEWS et al. (37, 38), GRIFFIN et al. (21, 22), WIDMALM et al. (55 - 58) u. v. a. durchgeführt worden sind, dienen hauptsächlich der Erforschung der neurophysiologischen bzw. neuromuskulären Strukturen des stomatognathen Systems.

Zwar wurde versucht, Kiefergelenksfunktionsstörungen mit der Elektromyographie der Kaumuskelreflexe in Verbindung zu bringen, doch rechtfertigen die Untersuchungsergebnisse bislang nicht deren routinemäßigen Einsatz.

Dabei spielen Schwierigkeiten hinsichtlich der Standardisierung sowohl der technischen Aufzeichnung der EMG-Signale, wie auch der Reflexauslösebedingungen eine nicht unerhebliche Rolle. Die vorliegende Arbeit setzt sich mit letztgenannten Problemen in kritischer Weise auseinander.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1.Kurzer Überblick über die Neuroanatomie des Kauorgans

Die sensible Innervation der äußeren Gesichtshaut, der Nasenhöhle sowie der Mundhöhle wird durch den N. trigeminus vermittelt. Sein motorischer Anteil innerviert die Unterkieferadduktoren, den M. pterygoideus lateralis, den M. digastricus ventor anterior, den M. mylohyoideus sowie andere kleine Muskeln.

Die Kerne des N. trigeminus liegen im Hirnstamm und reichen vom Mesencephalon bis zum zervikalen Anteil des Rückenmarks (s. Abb. 1). Am weitesten cranial liegt der Nucl. tractus mesencephalici nervi trigemini. Daran schließen sich in kaudaler Richtung der Nucl. sensorius principalis nervi trigemini und danach der Nucl. tractus spinalis nervi trigemini an. Cranial vom Nucl. sensorius principalis und dorsal vom Nucl. tractus mesencephalici liegt der Nucl. supratrigeminalis. In gleicher Höhe liegt ventral der Nucl. motorius nervi trigemini.

Im Gegensatz zu der meist im Zentralnervensystem vorherrschenden topographischen Aufteilung der Hirnkerne ist bei den Trigeminuskernen eine funktionsspezifische Aufteilung verwirklicht (REICKE, 44). Die spezifischen Funktionen sowie die zugehörigen Nervenbahnen sind am besten am Beispiel der Reflexkreise (s. Abb. 3, S. 9) zu sehen. Die Impulse der Sensoren in den Muskelspindeln gehen über schnelle I-a Fasern in der motorischen Trigeminuswurzel zu Neuronen im Nucl. tractus mesencephalici (SZENTAGOTHAI, 51). Eine Axonkollaterale dieser in der Mehrzahl unipolaren Neurone geht zum Nucl. motorius nervi trigemini (CORBIN et al., 9; SCHARF, 45). Hier befinden sich die α-Motoneurone, deren Axone ebenfalls Nervenfasern der Gruppe I-a sind. Sie erreichen ihren Erfolgsmuskel über die motorische Trigeminuswurzel (vgl. Abb. 2 u. 3). Die Steuerung des γ-Apparates geschieht durch höhere Zentren (WIDMALM et al., 55 - 58). Die zugehörigen Nervenfasern leiten die Impulse etwas langsamer; sie gehören zum Typ I-b.

Die afferenten Impulse der Rezeptoren werden vom distalen Axon pseudounipolarer Neurone aufgenommen und zum Ganglion trigeminale geleitet

(SCHARF, 45; VOSS HERRLINGER, 54). Die zentralen Fasern dieser Neurone im Ganglion trigeminale bilden die Radix sensoria. Sie gehen zu den sensiblen Kernen (vgl. Abb. 2).

Dabei ist der Nucl. sensorius principalis für die Empfindungsqualitäten -Berührung und Schmerz-, der Nucl. tractus spinalis für -Druck, Temperatur und Schmerz- zuständig (FENEIS, 11; JERGE, 29, 30). Ausläufer der in diesen Kernen liegenden Neurone gehen zum Nucl. supratrigeminalis, wo sich vermutlich die Interneurone für die Fremdreflexe befinden (JERGE, 29, 30; TORVIK, 52; KIDOKORO et al., 32).

Die kortikalen Zentren für den Kauvorgang liegen sowohl im Gyrus praecentralis, als auch im Gyrus postcentralis (CASPERS, 7; REICKE, 44). Die Projektionsfelder im Gyrus praecentralis sind als motorische Zentren anzusehen, diejenigen im Gyrus postcentralis als sensible. Die sensiblen Erregungen der Trigeminuskerne werden über den Lemniscus medialis zum Thalamus und von dort zum Gyrus postcentralis weitergeleitet. Hier gelangen sie zur Wahrnehmung. Vom Gyrus postcentralis und vom Thalamus verlaufen Bahnen zu den motorischen Zentren im Gyrus praecentralis, welcher wiederum mit untergeordneten, subkortikalen motorischen Zentren in Verbindung steht.

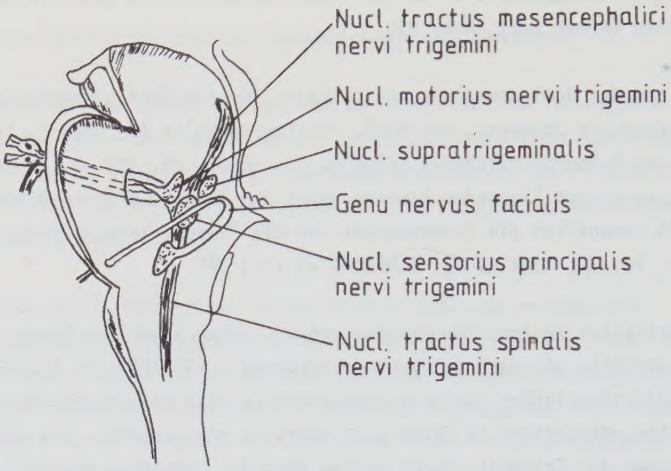

Abb. 1: Lage der Trigeminuskerne im Hirnstamm (Umzeichnung nach FENEIS, 11). Von cranial nach caudal:

- Nucl. tractus mesencephalici nervi trigemini mit den Proprioceptoren des Spindelapparates der Kaumuskulatur
- Nucl. motorius nervi trigemini mit den Motoneuronen der Kaumuskulatur
- Nucl. supratrigeminalis mit den Interneuronen für die Fremdreflexe (vgl. Abb. 3). Dieser Kern wird von FENEIS (11) nicht erwähnt
- Nucl. sensorius principalis nervi trigemini mit den Empfindungsqualitäten für Berührung und Schmerz
- Nucl. tractus spinalis nervi trigemini mit den Empfindungsqualitäten für Druck, Temperatur und Schmerz.

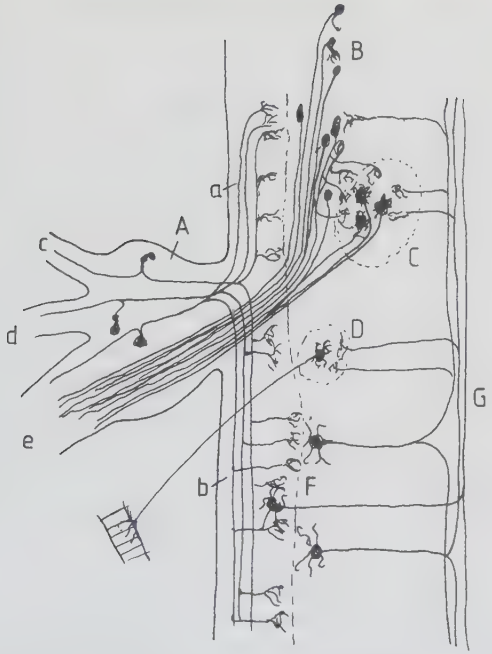

Abb. 2: Zentrale Leitungsbahnen des N. trigeminus

A = Ganglion semilunare
B = Nucl. mesencephalicus seu accessorius n. trigemini
C = Nucl. masticatorius
D = Nucl. orginis n. hypoglossi
F = Zellen der Substantia gelatinosa = zweites sensibles Trigeminusneuron
G = zentrale Trigeminusbahn
a = Pars ascendens radicis sensibilis n.V.
b = Pars descendens radicis sensibilis n.V.
c = N. ophtalmicus
d = N. maxillaris
e = N. mandibularis

Die proprioceptiven Fasern des N. masticatorius endigen im Nucl. tractus mesencephalici, von dem mittels Axonkollateralen der proprioceptive Reflexbogen zum N. motorius n.V. geschlossen wird. Die Zellen des Nucl. accessorius V. sind pseudounipolar. Sie sind der Rest des Dorsalzellensystems auch beim Menschen. (Aus RAMON Y CAJAL 1909 - 1911)
(Zeichnung und Text übernommen aus SCHARF, 45)

2.2. Eigen- und Fremdreflexe im Bereich des Kauorgans

a) Eigenreflexe der Kaumuskulatur

Der bekannteste und bestuntersuchte Eigenreflex der Kaumuskulatur ist der Massetereigenreflex (Masseterreflex, jaw jerk reflex). Eigenreflexe kommen nur bei den Unterkieferadduktoren vor, nicht jedoch bei den Mundöffnermuskeln, da dort die Zahl der für den Eigenreflex notwendigen Muskelspindeln zu gering ist (GODAUX & DESMEDT, 15).

Eigenreflexe sind monosynaptischer Natur und unilateral. Ihr Zustandekommen wird folgendermaßen erklärt: Die für die Verkürzung der Muskelfasern notwendige Aktivierung der α-Motoneurone geschieht gemeinsam durch höhere Zentren und durch die von den Muskelspindeln kommenden afferenten Impulse. Die Muskelspindeln werden dabei vom γ-System gesteuert. Wird nun der Muskel plötzlich in Gegenrichtung seiner Kraftentwicklung gedehnt, so werden die Muskelspindeln stärker gereizt. Die Anzahl afferenter Spindelimpulse erhöht sich. Die Folge ist, daß gleichzeitig vermehrt α-Motoneurone aktiviert werden. Es kommt zu einer synchronen, kurzzeitigen Kontraktion von motorischen Einheiten. Die Muskelkraft wird auf diese Weise schnell der vergrößerten Last angepaßt. Im Elektromyogramm des Muskels wird dieser Vorgang als erhöhte Amplitude sichtbar. Die Zeit zwischen Reizsetzung und reflektorischer Kontraktionsamplitude (Latenzzeit des Masseterreflexes, s. Abb. 4) wird in der Literatur bei mechanischer Reflexauslösung mit Werten zwischen 5 und 9 ms angegeben (s. Tab. 1, S. 19).

Es ist auch möglich, den Muskel durch elektrische Reizung des ihn versorgenden Nerven zur reflektorischen Kontraktion anzuregen. Diese Art der Reflexauslösung wird auch H-Reflex genannt (HOFFMANN, 25). Beim M. masseter wurde er von FUJII et al. (13) untersucht. Dabei tritt die antidrome Reaktion nach 2 ms, die orthodrome nach 6 ms ein.

Der als negativer Eigenreflex bezeichnete Entlastungsreflex (SOMMER, 48) wurde bei der Kaumuskulatur noch nicht untersucht.

Die Latenzzeit der Eigenreflexe, d. h. die Zeit zwischen Reizsetzung und Reizantwort, ist von der Leitungsgeschwindigkeit, der Länge der

Nervenfasern sowie von der Empfindlichkeit der Dehnungsrezeptoren abhängig. In kleinem Ausmaß ist auch eine psychische Beeinflussung möglich (STRUPPLER, 50).

Die Stärke der Reflexantwort, d. h. die Stärke der reflektorischen Kontraktion, ist von der Reizstärke (Zahl der aktivierten Dehnungsrezeptoren) und von der Grundinnervation des Muskels abhängig. Mit steigender Grundinnervation und steigender Reizstärke wird die Stärke der Reflexantwort größer. Jedoch erreichen diese Bahnungseffekte einen gewissen Grenzwert. Jede weitere Tonuserhöhung führt dazu, daß eine vermehrte Zahl von Muskelspindelafferenzen auf das gleiche oder ein refraktäres Motoneuron treffen. Dies führt zu einer Verminderung der Erregbarkeit (sog. Okklusionseffekt, STRUPPLER, 50). Höhere Zentren haben sowohl einen bahnenden, als auch einen hemmenden Einfluß auf die Erregbarkeit der Motoneurone. Der Einfluß ist über das α-System und das γ-System möglich (WIDMALM et al., 55 - 58).

GRIFFIN et al. (21, 22) geben die theoretisch kürzestmögliche Reflexzeit des M. masseter mit 3,0 ms an. Sie lehnen sich dabei an die von HUGELIN et al. (28) an dezerebrierten Katzen gewonnenen Werte an. Die bisher gemessenen Werte liegen sämtlich mehr oder weniger deutlich über diesem Wert (vgl. Tab 1, S. 19).

Die in der Literatur beschriebenen Arten der Auslösung des Eigenreflexes des M. masseter sind:
- Schlag mit dem Reflexhammer auf das Kinn in kaudaler Richtung bei relaxierter und tonisierter Kaumuskulatur (WIDMALM et al., 55 - 58; GOODWILL, 18).
- Schlag auf den Muskelbauch während isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur (MATTHEWS et al., 38).
- Elektrische Reizung des N. trigeminus (FUJII et al., 13).

b) Fremdreflexe im Bereich des Kauorgans

Die bekanntesten Fremdreflexe im Bereich des stomatognathen Systems sind der 1948 von HOFFMANN & TOENNIES (26) beschriebene Zungen-Kiefer-Reflex, weiterhin der Schluckreflex, der Mundöffnungsreflex (jaw

opening reflex) sowie der Trigeminal-Facial-Reflex (STRUPPLER, 50). Der Fremdreflexkreis ist in Abb. 3 auf S. 9 dargestellt. Fremdreflexe sind polysynaptisch und bilateral. Die Auswirkung der Fremdreflexe auf die α-Motoneurone kann sowohl exzitatorischer, wie auch inhibitorischer Art sein.

SHERRINGTON (47) hat den Mundöffnungsreflex bereits 1917 am Beispiel dezerebrierter Katzen beschrieben. Er zeigt sich in der Weise, daß bei stärkerer, bzw. noxischer Reizung der Schleimhaut sowie beim Beklopfen der Zähne eine Mundöffnung eintritt. Der von HOFFMANN & TOENNIES (26) untersuchte Zungen-Kiefer-Reflex äußert sich beim narkotisierten Tier in Form einer Hemmung der Kaumuskulatur und einer Aktivierung des M. mylohyoideus und des M. digastricus. Beim Menschen läßt sich nur die Hemmung der Kaumuskulatur nachweisen, nicht aber die Aktivierung der Mundöffner.

Die Hemmung der Kaumuskulatur zeigt sich im EMG als Innervationsstille (s. S. 10 ff). Auslösende Rezeptoren werden an verschiedenen Stellen vermutet (s. Abb. 4). Vielfach ist die Latenzzeit der Innervationsstille bei verschiedenen Reflexauslösemechanismen ähnlich (s. S. 16 ff).

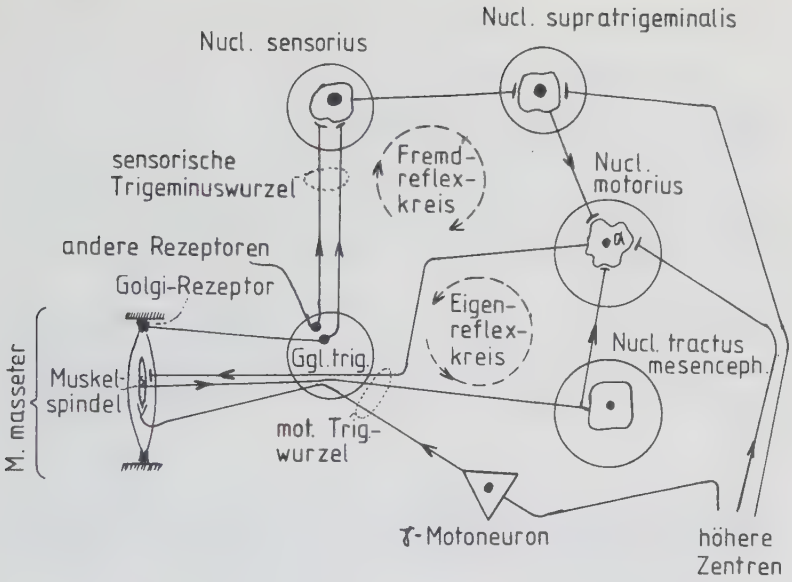

Abb. 3: Schematischer Verlauf des Eigen- und Fremdreflexkreises des M. masseter

Der Eigenreflexkreis geht von den Proprioceptoren in den Muskelspindeln zum Neuron im Nucl. tractus mesencephalicus und über eine Axonkollaterale zum Nucl. motorius. Das Axon dieses Neurons geht zurück zum Muskel. Afferente und efferente Nervenfasern verlaufen in der motorischen Trigeminuswurzel. Sie passieren das Ganglion ungeschaltet. Der Einfluß höherer Zentren ist sowohl über das α-, als auch über das γ-System möglich.

Der Fremdreflexkreis geht vom Rezeptor über das Ganglion trigeminale zum Nucl. sensorius, von dort zum Nucl. supratrigeminale und weiter zum Nucl. motorius. Die afferenten Nervenfasern bilden nach dem Ganglion trigeminale die sensible Trigeminuswurzel (vgl. Abb. 2).

2.3. Die reflektorische Innervationsstille (Silent Period = SP) der Kaumuskulatur

a) Die SP im Anschluß an den Eigenreflex

Während die synchrone Entladung der α-Motoneurone beim Eigenreflex im EMG-Signal in Form einer erhöhten Amplitude in Erscheinung tritt, wird bei der reflektorischen Innervationsstille für eine kurze Zeit jede Aktivität unterdrückt.
Für die Entstehung der Innervationsstille im Anschluß an den Eigenreflex, die deswegen auch als postreflektorische Innervationsstille bezeichnet wird, werden folgende neurophysiologische Mechanismen diskutiert:

- Beim Eigenreflex werden die Muskelspindeln durch die reflektorische Kontraktion verkürzt. Die Folge ist, daß der Reiz an den anulospiralen Rezeptoren aufhört und somit auch die Impulsabgabe über die afferenten Nervenbahnen. Die Bahnung der α-Motoneurone und deren Aktivierung sistiert für diese Zeit (BRATZLAVSKY, 3). Dieser Vorgang heißt daher "Disfacilitation nach Initialentladung".
- Als weitere Möglichkeit für eine reflektorische Innervationsstille nach einem Eigenreflex wird die rückläufige Hemmung durch Renshawzellen diskutiert. Da jedoch bisher keine derartigen Zellen im Trigeminussystem nachgewiesen worden sind (HAASE et al., 23), ist eine Entstehung auf diesem Wege weniger wahrscheinlich.
- Nach einem Eigenreflex sind eine gewisse Anzahl von α-Motoneuronen in einem gleichzeitigen Refraktärstadium. Eine vollkommene Innervationsstille ist jedoch nur bei gleichzeitigem Refraktärstadium aller α-Motoneurone denkbar (STRUPPLER, 50; WIDMALM et al., 55 - 58). Die dazu notwendigen Vorbelastungen und Reizstärken sind so groß, daß sie unter normalen Versuchsbedingungen nicht auftreten.

b) Die SP als Fremdreflexerscheinung (s. S. 7 f)

Eine Innervationsstille im EMG der Kaumuskulatur kann auch ohne vorherigen Eigenreflex auftreten. Die Hemmung kann durch sehr verschiedene Rezeptoren verursacht sein, wobei eine genaue Trennung der einzelnen Rezeptoren sehr schwierig ist. Meistens dient der Hemmechanismus dem Schutz bestimmter Gewebestrukturen. Die einzelnen, in der Literatur aufgeführten Rezeptoren sind:

- Haut- und Schleimhautrezeptoren
- Parodontale Rezeptoren
- Golgi-Rezeptoren
- Kiefergelenksrezeptoren
- Akustische Rezeptoren

Die zugehörigen einzelnen Untersuchungen werden auf S. 15 ff näher beschrieben. Eine schematische Übersicht zeigt die nachfolgende Abb. 4.

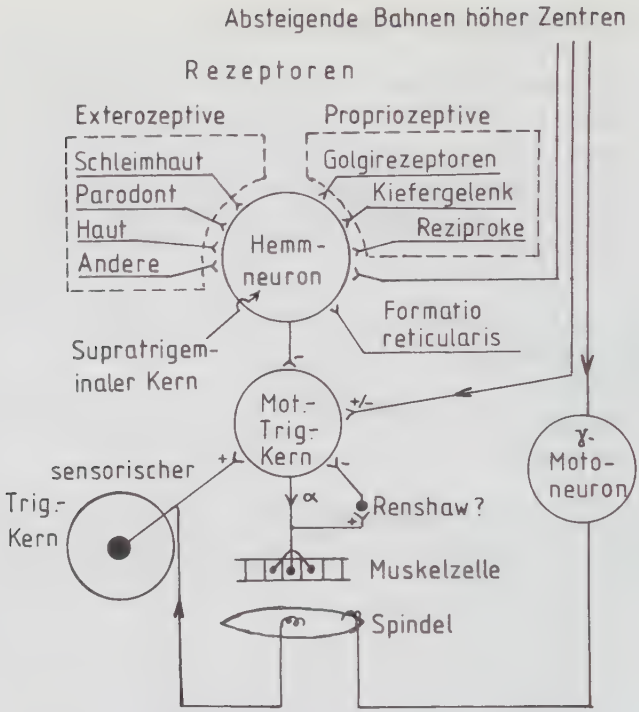

Abb. 4: Schematisches Modell der Entstehungsmöglichkeiten einer reflektorischen Innervationsstille

Neben dem Einfluß höherer Zentren und dem Eigenreflexkreis (unten im Bild) ist die Möglichkeit einer Hemmung durch Renshaw-Zellen sowie die vielfältigen Rezeptoren aufgeführt, die die α-Motoneurone hemmen können.

Die Rezeptoren sind in exterozeptive (nicht unmittelbar mit der Kaumuskulatur zusammenhängende) und propriozeptive (unmittelbar mit der Kaumuskulatur zusammenhängende) unterteilt. Das Hemmneuron befindet sich im Nucl. supratrigeminale und wird auch noch durch die Formatio reticularis beeinflußt (vgl. mit Abb. 2 und 3).

(Zeichnung in Anlehnung an WIDMALM)

2.4. Terminologie

Nachfolgende Abbildung zeigt ein EMG-Signal mit der zugehörigen Belastungskurve (s. S. 47 ff). In diesem Beispiel werden die Meßpunkte definiert analog WIDMALM (55 - 58).

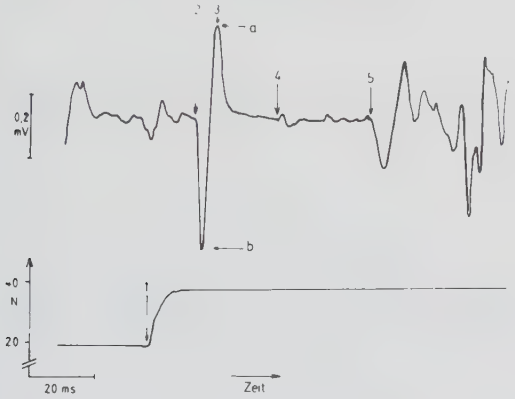

Abb. 5: Definition der Meßpunkte am EMG-Signal

Obere Kurve: Aktivitätsbild des M. masseter mit Darstellung der reflektorischen Kontraktionsamplitude und der anschließenden Innervationsstille

Untere Kurve: Mechanogramm des Reizgerätes

Meßpunkte:

Punkt 1: Beginn des Kraftanstiegs

Punkt 2: Beginn der reflektorischen Kontraktionsamplitude

Punkt 3: Beginn der reflektorischen Innervationsstille

Punkt 4: Beginn der Phase verminderter Aktivität

Punkt 5: Wiedereinsetzen normaler EMG-Aktivität

Meßgrößen:

Punkt 1 - 2: Latenzzeit des monosynaptischen Aktionspotentials (Reflexzeit des Massetereigenreflexes)

Punkt 1 - 3: Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille

Punkt 3 - 4: Dauer der reflektorischen Innervationsstille

Punkt 4 - 5: Dauer der Phase verminderter Aktivität

Punkt a - b: Amplitude der reflektorischen Kontraktion

In dem in Abb. 5 dargestellten Beispiel steigt zum Zeitpunkt der Reflexauslösung (Punkt 1) die Kraft von 20 N auf 40 N (1 N = 1 Newton, 1 N ≈100 p). In Punkt 2 beginnt die Reflexantwort in Form eines diphasischen Aktionspotentials. Entsprechend der Grundinnervation des Muskels sind zwei Möglichkeiten zu unterscheiden:

- Vor der Reflexauslösung befindet sich die Kaumuskulatur im Zustand der Relaxation (Ruhetonus). Die Reflexantwort wird dann entsprechend der englischsprachigen Literatur MSP (monosynaptic compound action potential) genannt.

- Vor der Reflexauslösung ist die Kaumuskulatur im Zustand der Willkürinnervation. Die Reflexantwort zeigt sich in diesem Fall als eine das übrige EMG-Signal überragende Amplitude. Sie wird dann entsprechend der englischsprachigen Literatur auch als SMSP (superimposed monosynaptic compound action potential) bezeichnet.

Unmittelbar im Anschluß an das Reflexaktionspotential folgt ab Punkt 3 eine Phase, während der keine EMG-Aktivität stattfindet. Dies ist die reflektorische Innervationsstille (silent period = SP). Während dieser Zeit sind die α-Motoneurone inaktiv.

Im Punkt 4 beginnt die Phase der verminderten Aktivität (depressed activity = DA). Ab Punkt 5 setzt die EMG-Aktivität mit voller Stärke wieder ein. Diese Terminologie wird auch im Rahmen dieser Arbeit benutzt.

2.5. Kurzer Überblick über bisherige Untersuchungen zur Reflexaktivität der Kaumuskulatur und ihre klinische Bedeutung

Die Untersuchung des Eigenreflexes mit Hilfe des EMG's des M. masseter ist das wichtigste Diagnostikum zur Früherkennung des Tetanus. Wie STRUPPLER (49) ausführt, verschwindet die postreflektorische Innervationsstille bevor sonstige klinische Manifestationen der Erkrankung auftreten.

Aufgrund der topographischen Nähe des N. trigeminius zum Kleinhirnbrückenwinkel und zum N. statoacusticus lassen sich mit Hilfe des Trigeminusbefundes Tumoren im Stammhirn genauer lokalisieren (REICKE, 44).

Bei Patienten mit Multipler Sklerose läßt sich der Eigenreflex überhaupt nicht, bzw. nur sehr schwer und mit stark verlängerter Reflexzeit auslösen, auch wenn im Trigeminusbereich keine klinischen Ausfallserscheinungen aufgetreten sind (GOODWILL et al., 19).

WIDMALM et al. (55 - 58), GOODWILL (18), MUNRO & GRIFFIN (42) u. a. untersuchten den Eigenreflex des M. masseter mittels eines nach caudal gerichteten Schlages mit dem Reflexhammer gegen das Kinn. Die Ergebnisse streuen in einem großen Bereich. GOODWILL (18) berichtet von einer Latenzzeit des Massetereigenreflexes von 8,4 ms und einer Standardabweichung von 1,0 ms.

MUNRO & GRIFFIN (42) unterscheiden entsprechend dem Geschlecht:
Bei Männern fanden sie eine mittlere Reflexzeit von 6,2 ms und eine Standardabweichung von 1,9 ms.
Bei Frauen waren die entsprechenden Werte 6,7 ms und 1,5 ms.
Die kürzeste je gemessene Reflexzeit wird von ihnen mit 3,5 ms angegeben.

WIDMALM et al. (55 - 58) stellen eine Verkürzung des Massetereigenreflexes auf 5,2 ms bei Kiefergelenkserkrankungen im Vergleich zu 6 ms bei Gesunden fest. Eine Verkürzung der Reflexzeit von 6,3 ms beim nicht vortonisierten Muskel, auf 5,8 ms beim tonisierten Muskel, wird ebenfalls angegeben.

Eine Sonderform des Eigenreflexes stellt der elektrisch ausgelöste H-Reflex dar. Er wurde von FUJII et al. (13) am M. masseter untersucht. Die direkte, antidrome Reaktion trat nach 2 ms auf, diejenige über den Eigenreflexbogen nach rd. 6 ms.

Bezüglich der reflektorischen Innervationsstille haben verschiedene Autoren teils unterschiedliche, teils ähnliche Versuche unternommen. MEIER-EWERT et al. (40) konnten die reflektorische Innervationsstille allein durch starke Geräuscheinwirkung auslösen. Die Hemmung wird von ihnen im Sinne einer allgemeinen Schreckreaktion gedeutet. Dabei spielt das Gehör offensichtlich eine besondere Rolle, da bei Schwerhörigen ein derartiger Effekt nicht regelmäßig nachgewiesen werden kann. Ebensowenig ruft eine Schreckreaktion durch Lichtblitze eine Innervationsstille hervor.

Die elektrische Reizung von Schleimhautarealen zur Auslösung der SP wurde von HOFFMANN & TOENNIES (26), s. S. 7 f, YEMM (59), YU et al. (61) u. a. untersucht. Die reflektorische Innervationsstille tritt nach ihren Angaben durchschnittlich 14 ms nach Reizsetzung auf. Ähnliches beobachten YU et al. (61) bei mechanischer Reizung der Lippe. Auch vermuten sie eine Abhängigkeit der Erscheinung der SP im EMG von der Reizstärke. Laut ihren Angaben können bei größerer Reizstärke folgende Möglichkeiten auftreten:

- Die Dauer der Hemmphase wird länger
- Eine zweite spätere Hemmphase tritt auf
- Im Anschluß an die erste Hemmphase tritt eine Phase verminderter Aktivität auf

SESSLE & SCHMITT (46) führten während der isometrischen Kontraktion der Kaumuskulatur einen definierten Schlag sowohl in axialer, als auch in horizontaler Richtung gegen den oberen mittleren rechten Schneidezahn aus. Dabei trat eine SP auf, die hinsichtlich ihrer Latenzzeit und Dauer anderen Auslösemechanismen vergleichbar war. Eigenartigerweise wurde in 60 % der Fälle vor Eintritt der SP eine reflektorische Kontraktionsamplitude beobachtet. Nach Lokalanästhesie des Schneidezahnes war die SP nicht mehr auslösbar. Im Gegensatz dazu stellte MATTHEWS (37) bei

ähnlichen Versuchen fest, daß die Auslösung der reflektorischen Innervationsstille nicht durch Lokalanästhesie unterdrückbar ist.

Einen anderen Weg, einzelne Rezeptoren in ihrer Einflußnahme auf das Reflexverhalten zu untersuchen, gehen HUFSCHMIDT et al. (27). Sie untersuchten Patienten mit einer einseitigen Frazier-Spiller-Operation (Durchtrennung der sensorischen Trigeminuswurzel) sowie eine Gruppe mit einseitiger Läsion des Mesencephalons (dort enden die Spindelafferenzen). Bei den Patienten mit einer einseitigen Frazier-Spiller-Operation stellten sie ein Fehlen der postreflektorischen Innervationsstille auf der ipsilateralen Seite fest. Da die am Eigenreflex beteiligten Spindelafferenzen über die motorische Trigeminuswurzel laufen und bei dieser Operation nicht zerstört werden, folgern sie daraus, daß die postreflektorische Innervationsstille durch Golgi-Rezeptoren ausgelöst wird. Bei einseitiger Schädigung des Mesencephalons ist der Masseterreflex auf der gleichen Seite nicht mehr nachweisbar, wohl aber auf der Gegenseite. Sie schließen daraus gleichfalls, daß ihre Auslösung durch Golgi-Rezeptoren erfolgt. Die Autoren schränken jedoch ihre Aussage ein, indem sie darauf hinweisen, daß weder die Frazier-Spiller-Operation immer vollständig gelingt, noch die Diagnose einer einseitigen Schädigung des Mesencephalons sicher ist. AHLGREN (1) lehnt die Möglichkeit einer Auslösung der reflektorischen Innervationsstille durch Golgi-Rezeptoren gänzlich ab und führt hierzu aus, daß die Innervationsstille vor der Muskelspitzenspannung auftritt. Außerdem müßte die SP bei einer Auslösung durch Golgi-Rezeptoren nach einer Frazier-Spiller-Operation beidseits erhalten bleiben, weil der Fremdreflex bilateral ist.

Eine Verlängerung der Dauer der reflektorischen Innervationsstille bei Patienten mit Kiefergelenksstörungen wurde sowohl von BESETTE et al. (2), als auch von WIDMALM (55) beschrieben.

Die beim Zähneklappern beobachtete kurzzeitige Innervationsstille ist von zahlreichen Autoren untersucht worden, so zum Beispiel von AHLGREN (1), HANNAM et al. (24), BRENMANN et al. (5), MATTHEWS et al. (37), WIDMALM et al. (55 - 58) und anderen. Uneinigkeit herrscht über die auslösenden Rezeptoren. AHLGREN (1) und YEMM et al. (60) diskutieren parodontale Mechanorezeptoren, die beim Aufeinandertreffen der

Zähne aktiviert werden und hemmende Impulse an die α-Motoneurone abgeben (vgl. Abb. 3 und 4). Da bei Totalprothesenträgern hinsichtlich ihres Reflexverhaltens jedoch keine Unterschiede im Vergleich zu Bezahnten festgestellt werden konnten, ist nach MATTHEWS et al. (37) die Hemmung eher als postreflektorische Innervationsstille nach einem Eigenreflex anzusehen, zumal vielfach der Innervationsstille eine Kontraktionsamplitude vorausgeht (WIDMALM et al., 55 - 58). Für die rein muskuläre Entstehungsweise der SP spricht, daß es nicht möglich war, sie durch Ausschaltung der Schleimhautrezeptoren mittels eines Lokalanästhetikums zu unterdrücken. Die SP wäre demnach durch die Muskelspindeln bedingt.

WIDMALM (55) beobachtete eine Verkürzung der Innervationsstille bei Erhöhung der Klapperfrequenz. Er vermutet, daß die kürzere Dauer durch eine verminderte Zusammentreffkraft der Zähne bedingt ist. Er wertet die Verkürzung der SP als ein Zeichen für deren Entstehung durch parodontale Rezeptoren.

BRENMANN et al. (5) verglichen die Latenzzeiten und Dauer der reflektorischen Innervationsstille beim Zähneklappern vor und nach prothetischer Behandlung. Während vor der Behandlung sehr große Streuungen und teilweise Verlängerungen bestanden, gleichen sich die Werte nach erfolgter Behandlung denen anderer Autoren an. Die nachfolgende Tabelle 1 gibt die Meßwerte von einigen bisher durchgeführten Untersuchungen bei Probanden ohne klinische Krankheitserscheinungen wieder.

Autor		Latenzzeit Eigenreflex	refl. Latenz	Inn.stille Dauer	Reizart	Rezeptor
AHLGREN	(1)			15,3	Zähneklappern	Parodontale
BRATZLAVSKY	(3)		10 - 15	10 - 20	Elektrisch	
FUJII et al.	(13)	6			Elektrisch	Muskelspindel
GRIFFIN et al.	(21)		14,5	13	Zähneklappern	Parodontale
GOLDBERG	(17)	8,4			Reflexhammer	Muskelspindel
HANNAM et al.	(24)		10 - 12	10 - 20	Zähneklappern	Muskelspindel
HUFSCHMITT et al.	(27)			60 - 80	Reflexhammer	Golgi
MUNRO et al.	(41)		12	12 - 14	Zähneklappern	Parodontale
MUNRO et al.	(42)	6,5			Reflexhammer	Muskelspindel
MATTHEWS et al.	(37)		12	14	Zähneklappern	Muskelspindel
MEIER-EWERT et al.	(40)		14	11	Akustisch	
SESSLE & SCHMITT	(46)		13 - 14	15,5	Schlag gegen Zahn	Parodontale
WIDMALM et al.	(55-58)	6,3	12	17,3	Reflexhammer	Muskelspindel
WIDMALM et al.	(55-58)		10,6	9,4	Zähneklappern	Muskelspindel
YEMM et al.	(60)		12	10 - 20	Zähneklappern	Parodontale
YU et al.	(61)		15 - 20	8 - 18	Mechan. Reiz.Lippe	

Tab. 1: Meßergebnisse einiger Autoren. Alle Werte sind in ms angegeben.
Sofern in einer Spalte nur ein Wert steht, ist der Mittelwert angegeben.
In der Spalte "Rezeptor" ist derjenige Rezeptor aufgeführt, von dem der entsprechende Autor die Reflexauslösung vermutet.

3. PROBLEMSTELLUNG

Die in der Literatur angegebene Art der Reflexauslösung des Masseter-eigenreflexes geschieht in Form eines kurzen, nach unten geführten Schlages mit dem Reflexhammer gegen das Kinn. Doch lassen sich mit dieser Methode weder die Schlagkraft und damit die Reizstärke, noch die Stärke der Grundinnervation kontrollieren. Dies könnte unter anderen ein Grund für die bei den einzelnen Autoren in Tab. 1 aufgeführten, auffällig stark divergierenden Meßwerte der Reflexparameter sein. GILLINGS & KLINEBERG (14) und WIDMALM (55 - 58) fordern daher zurecht die Standardisierung der Reflexauslösebedingungen.

In der vorliegenden Arbeit haben wir uns diesem Problem zugewandt und ein Gerät konstruiert, mit dem es möglich ist, sowohl die Reizstärke, wie auch den Muskeltonus frei zu wählen und während des Versuchsablaufes konstant zu halten. Somit sind die technischen Voraussetzungen geschaffen, die Reflexaktivitäten unter konstanten Versuchsbedingungen zu untersuchen.

Ein weiteres Problem stellt die Vereinheitlichung der technisch-apparativen Aufzeichnung der EMG-Signale dar. Dies gilt insbesondere für den Frequenzbereich, bei dem die Muskelaktivitäten aufgezeichnet werden. Auch hierzu werden Untersuchungen angestellt, die bei den Messungen der Reflexaktivität berücksichtigt werden.

4. MATERIAL UND METHODIK

4.1. Technische Ausrüstung zur Aufzeichnung von EMG-Signalen

Bei der graphischen Darstellung des EMG-Signals ist wegen der kleinen Meßgröße eine Verstärkung nötig.

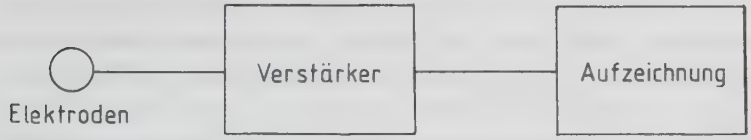

Abb. 6: Blockschaltbild des allgemein üblichen Aufbaues für das Aufzeichnen von EMG-Signalen.

Zur Ableitung der EMG-Signale werden handelsübliche Oberflächenelektroden aus Neusilber (eine Legierung der Fa. Schwarzer aus 50 % Kupfer, 25 % Nickel und 25 % Zinn) verwendet, die mit Kleberingen auf der Haut über dem rechten M. masseter in Längsrichtung der Muskelfasern appliziert werden. Mit Hilfe eines Kontaktgels wird ein Widerstand (Hautimpedanz) zwischen 1 und 5 kΩ erreicht. Der Eingangswiderstand von 1 MΩ ist gegenüber dem oben erwähnten Widerstand so groß, daß bei Verwendung von Oberflächenelektroden keine EMG-Signalveränderung auftritt (D'HOEDT, 10).

Vor dem Verstärker (Fa. Ectron 550 fk) ist ein Kondensator von 6,8 µF in Reihe geschaltet um Gleichspannungsanteile abzukoppeln. Diese würden den Verstärker leicht in den Bereich der Übersteuerung bringen.

Da der Verstärker mit dem Probanden verbunden ist, muß er der VDE-Vorschrift 0750 (53) genügen. Dies geschieht auf zweifache Weise: zum einen wird ein Stromversorgungsteil verwendet, das der eben erwähnten Vorschrift genügt, zum anderen wird das Ausgangssignal durch einen Opto-Koppler (Elfein OPTOCO 520) galvanisch von den nachfolgenden Geräten getrennt. Im Anschluß an den Opto-Koppler kommen die Geräte zur Speicherung und Aufzeichnung der EMG-Signale. Diese müssen die VDE-Vorschrift nicht mehr erfüllen.

Bei bisherigen Untersuchungen wurden hauptsächlich drei verschiedene Arten der Speicherung und Aufzeichnung verwendet. Die gebräuchlichste Technik ist die Verwendung eines Direktschreibers (zum Beispiel AHLGREN, 1; und WIDMALM et al., 55 - 58). Das verstärkte EMG-Signal wird durch einen Schreiber mit Schreibfeder aufgezeichnet. Bei diesem Verfahren ist die obere Grenzfrequenz durch die Mechanik auf rd. 1 kHz begrenzt. Speziell für Nadelelektroden fordert aber LUDIN (35) eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz - 10 kHz. Die maximale Auswertegenauigkeit bei diesem Verfahren wird mit 0,5 ms angegeben (AHLGREN, 1).

Bei den beiden anderen Verfahren erfolgt die Speicherung und Aufzeichnung über den Bildschirm eines Oszilloskops und zwar in der Weise, daß das EMG-Signal direkt vom Bildschirm abfotografiert wird. Diese beiden Verfahren unterscheiden sich lediglich in der Art der Bildröhre des Oszilloskops, so daß beim einen das EMG-Signal vor dem Fotografieren sichtbar ist und somit kontrolliert werden kann (Speicherröhre), während beim anderen das EMG-Signal erst nach Entwicklung des Fotos gesehen werden kann. Nachteilig bei diesen beiden Verfahren ist, daß die Dauer der Aufzeichnung auf einen bestimmten Wert begrenzt ist, der von der Einstellung der Zeitablenkung abhängt. Sobald der Strahl am rechten Rand des Bildschirms angelangt ist, endet die Darstellung. Durch die nicht vermeidbare Strichdicke der Darstellung des EMG-Signals wird die Auswertung ungenau.

Gegenüber den drei oben beschriebenen Methoden der EMG-Aufzeichnung verwenden wir ein Oszilloskop mit digitalem Speicher (OS 4000, Fa. Gould) in Verbindung mit einem Mehrkanalschreiber (Fa. Watangabe). Dabei wird das verstärkte EMG-Signal mittels eines Analog-Digital-Wandlers in eine digitale Darstellung umgewandelt und so in einem Halbleiterspeicher gespeichert. Durch einen nachfolgenden Digital-Analog-Wandler wird eine analoge Ausgangsspannung erzeugt, die sowohl auf dem Bildschirm des Oszilloskops, als auch mit dem oben genannten Schreiber dargestellt und aufgezeichnet werden kann. Wir erhoffen von dem hohen Frequenzgang (s. S. 25) und der Vermeidung des Bildschirms des Oszilloskops als Speicherelement eine genauere Darstellung des EMG-Signals und damit eine höhere Auswertungsgenauigkeit. Vorteilhaft ist auch, daß das

EMG-Signal auf dem Bildschirm erscheint und grob kontrolliert werden kann.

Zur Verdeutlichung des Speicherprinzips ist nachfolgend der Speichervorgang beschrieben. Der Meßbereich für die Amplitudenhöhe wird in 256 gleich große Einzelschritte unterteilt, d. h. der kleinste Auflösungsschritt beträgt rund 0,4 % des Meßbereiches. Die Amplitude des momentan aufgenommenen Wertes des EMG-Signals wird durch den Analog-Digital-Wandler in eine digitale Form umgewandelt und im letzten Speicherplatz gespeichert. Nach einer gewissen Zeit (abhängig von der Zeitbasis, hier nach 0,1 ms) wird der dann anstehende Wert des EMG-Signals gleichfalls umgewandelt und im letzten Speicherplatz gespeichert. Der vorher dort gestandene Wert wird um einen Platz nach vorne gerückt. Dies geht im selben Sinne weiter, bis der gesamte Speicher (1024 Plätze) nach 102,4 ms gefüllt ist. Der Verschiebemechanismus geht auch dann noch weiter, wenn der gesamte Speicher gefüllt ist; die am längsten im Speicher stehende Information (Platz 1) geht allerdings verloren.

Die Triggereinrichtung erlaubt bei Auftreten eines bestimmten Signals (wählbar ist die Amplitude und die Richtung des Signals) den Verschiebemechanismus abzubrechen und den Speicherinhalt festzuhalten. Bei den vorliegenden Untersuchungen ist die Einstellung so gewählt, daß der zum Triggersignal gehörige Wert des EMG-Signals auf dem Speicherplatz 257 steht, d. h. das gespeicherte EMG-Signal beginnt 25,6 ms vor dem Triggersignal und endet 76,8 ms danach.

Beim Zweikanalbetrieb stehen pro Kanal nur 512 Speicherplätze zur Verfügung. Dabei wird abwechselnd pro Kanal ein Wert aufgenommen, hier beträgt also bei jedem Kanal der Abstand von Punkt zu Punkt 0,2 ms.

Der Inhalt des Speichers wird auf einem Schreiber ausgeschrieben. Dazu wird die Zeitbasis des Oszilloskops so geändert, daß nur alle 50 ms ein Speicherplatz ausgeschrieben wird. Pro Kanal des Schreibers vergehen also 100 ms zwischen zwei ausgeschriebenen Punkten. Somit ist es möglich, den langsamen Frequenzgang des Schreibers zu umgehen. Durch die geringere Schriftdicke und dem größeren Format ist die Auflösung gegenüber dem Bildschirm eines Oszilloskops besser.

4.2. Verstärkung und Frequenzgang der Meßanlage

Da bei dieser Meßanlage mehrere Geräte in Reihe geschaltet sind, ist es nötig, deren Verstärkung und Frequenzgang zu kennen. Hierfür wird ein kleines symmetrisches potentialfreies Sinussignal benötigt, zu dessen Erzeugung wir einen Transformator (Ferrit-Übertrager) gebaut haben.

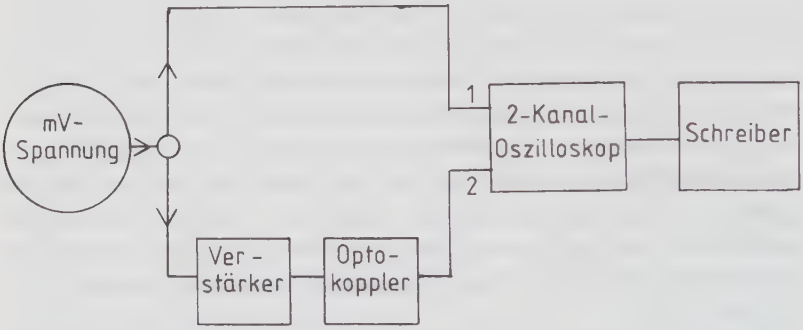

Abb. 7: Blockschaltbild der Meßanlage zur Bestimmung von Verstärkung und Frequenzgang. Das mV-Signal wird geteilt und läuft einmal direkt über eine Leitung zum Kanal 1 des Oszilloskops, während es zum anderen über einen EMG-Verstärker (Verstärker und Optokoppler) zum Kanal 2 geführt wird.

Verstärker und Optokoppler werden zusammenfassend im folgenden als "EMG-Verstärker" bezeichnet, Oszilloskop und Schreiber als "Aufzeichnungseinheit".

Für die von uns benutzte Meßanlage gilt die in Abb. 8 dargestellte Kennlinie: "Verstärkung über Frequenz".

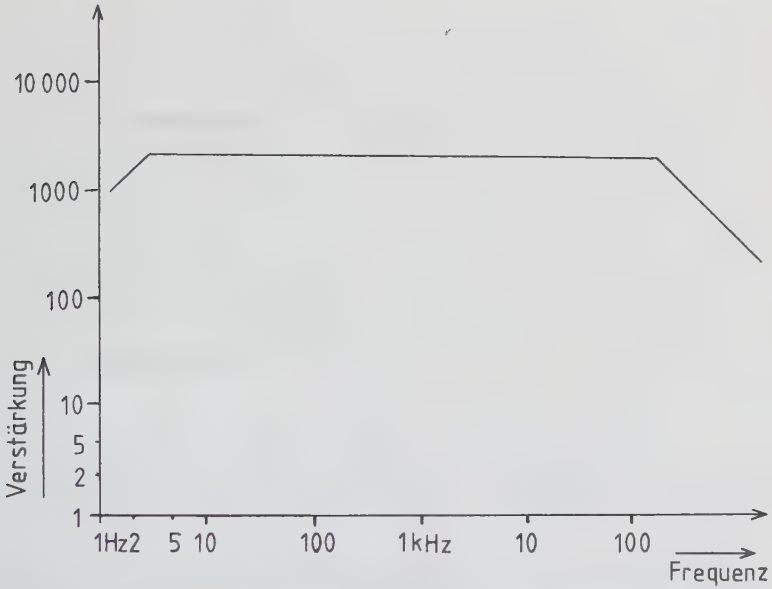

Abb. 8: Zeichnung der Kennlinie "Verstärkung über Frequenz" der vorliegenden Meßanlage. Die ausnutzbare Bandbreite reicht von rd. 2 Hz bis über 200 kHz. Verfälschungen der EMG-Signale sind daher nicht zu erwarten.

Eine typische Übertragungskurve eines 1 kHz-Signals zeigt nachfolgende Abb. 9.

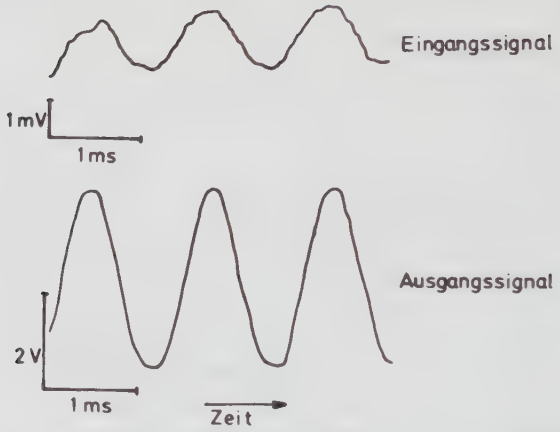

Abb. 9: Übertragung eines 1 kHz-Signals durch die Meßanlage. Die Stufenbildung der oberen Kurve ist durch die digitale Zwischenspeicherung bedingt. Bei der hier verwendeten Signalgröße von 2 mV ist der kleinste Auflösebereich des Oszilloskops erreicht. Stufenbildungen wie hier dargestellt, sind jedoch bei den EMG-Signalen von Probanden nur in Ausnahmefällen zu erwarten.

4.3. Vorversuche über den Einfluß der Frequenzfilterung auf die EMG-Darstellung der Reflexaktivität

Da das EMG-Signal im Falle einer Reflexaktivität große Einschwing- und Abklingvorgänge zeigt, interessiert vor allem die Frage, welche Übertragungsbandbreite die Meßanlage haben muß, damit das EMG-Signal fehlerfrei übertragen werden kann. Desweiteren soll untersucht werden, mit welchem Fehler bei ungenügender Übertragungsbandbreite gerechnet werden muß. Auch diese Frage ist von großem Interesse, da erst unter dieser Voraussetzung die Meßergebnisse der einzelnen Autoren beurteilt und miteinander verglichen werden können. So beträgt beispielsweise die Übertragungsbandbreite bei AHLGREN (1) 1 Hz bis 1 kHz, bei HANNAM et al. (24) 6 Hz bis 6 kHz, bei SESSLE und SCHMITT (46) 1 Hz bis 10 kHz, bei WIDMALM et al. (55 - 58) 20 Hz bis 1,2 kHz und bei YEMM (59) 80 Hz bis 1 kHz.

Wir ändern den auf Seite 24 beschriebenen Versuchsaufbau in der Weise ab, daß das EMG-Signal nach dem Verstärker auf zwei parallel geschaltete, identische, variabel einstellbare Bandpässe (Gepa TP 4 und Gepa THP 6 in Reihe mit einer Bandbreite von je 1 Hz bis 60 kHz) verteilt wird. Je ein Bandpaß wird mit jeweils einem Kanal der Aufzeichnungseinheit verbunden.

Die Zeiteinstellung der Aufzeichnungseinheit beträgt 0,1 ms von Punkt zu Punkt (s. S. 23). Die Verstärkung wird je nach Bedarf gewählt und richtet sich danach, wie groß die Spannung der Muskelaktivität an der Hautoberfläche ist.

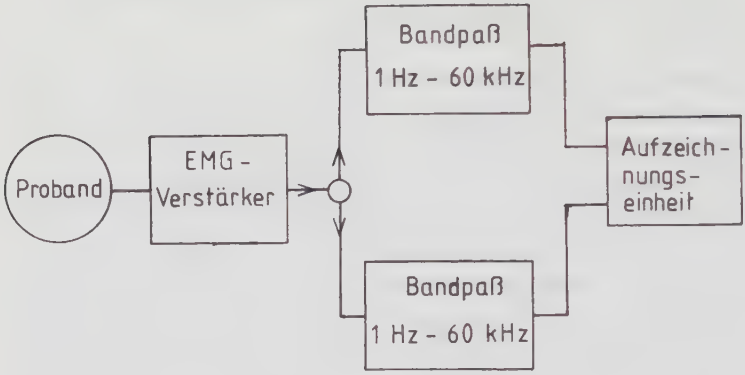

Abb. 10: Blockschaltbild bei der Untersuchung der Auswirkung von Frequenzbeschneidungen auf das EMG-Signal. Das Signal wird nach dem EMG-Verstärker auf zwei Bandpässe verteilt. Die Durchgangsfrequenz eines Bandpasses läßt sich variabel ändern.

Da beim kraftvollen Kieferschluß mit Zahnkontakt nach einer gewissen Latenzzeit eine reflektorische Innervationsstille auftritt, wählen wir den Kieferschließvorgang (Zusammenbeißen in der habituellen Okklusion) als Reflexauslösemechanismus. Zahlreiche Autoren (AHLGREN, 1; WIDMALM et al., 55 - 58; u. a.) haben ebenfalls den Kieferschließvorgang analysiert, hauptsächlich in Hinblick auf die Latenzzeit und Dauer der reflektorischen Innervationsstille. Mögliche Fehler durch Frequenzbeschneidungen wurden bei diesen Messungen jedoch nicht in Betracht gezogen.

Zur Untersuchung dieser Fragestellung legen wir folgenden Versuchsablauf fest: Zunächst wird überprüft, ob beide Bandpässe gleich übertragen. Danach werden die Probanden aufgefordert, aus leicht geöffneter Kieferstellung mit mittlerer Kraft in die habituelle Okklusion zusammenzubeißen und den Kieferschluß für rund 1 s aufrechtzuerhalten. An einem der beiden Bandpässe wird nun nacheinander bei jedem Klappervorgang die obere und danach die untere Grenzfrequenz verändert. Der andere Bandpaß

bleibt dabei jeweils unverändert.

Folgende Durchgangsfrequenzen werden hinsichtlich ihrer Einflußnahme auf das EMG-Aktivitätsbild untersucht:

Änderung der unteren Grenzfrequenz	2 Hz	bis 60 kHz
	5 Hz	bis 60 kHz
	10 Hz	bis 60 kHz
	20 Hz	bis 60 kHz
	50 Hz	bis 60 kHz
Änderung der oberen Grenzfrequenz	1 Hz	bis 500 Hz
	1 Hz	bis 1 kHz
	1 Hz	bis 2 kHz
	1 Hz	bis 5 kHz

Bei der Auswertung wird das begrenzte (gefilterte) EMG-Signal mit dem unbegrenzten verglichen.

Um den Einfluß der Filterung in der x-Richtung (Zeit) und in der y-Richtung (Amplitude) festzustellen, wird für jede Richtung eine Größe ausgemessen. Dazu verwenden wir die Dauer der reflektorischen Innervationsstille und die Amplitude des EMG-Signals vor der reflektorischen Innervationsstille (Definition der Meßgrößen siehe Abb. 5). Bei den vorliegenden Untersuchungen wird das unbegrenzte EMG-Signal als Vergleichsgröße verwendet. Auf diese Weise läßt sich ermitteln, ab wann keine Abweichungen zwischen begrenztem und unbegrenztem Signal auftreten.
Die Differenz zwischen Soll- und Istwert wird in einen Prozentbetrag umgewandelt und daraus bei der jeweiligen Durchgangsfrequenz eine durchschnittliche Abweichung errechnet.

Bei 11 Probanden werden die EMG-Signale beim einmaligen Kieferschließvorgang aufgezeichnet und analysiert. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 2 bis 5 aufgeführt.

Neben den Abweichungen der ausgemessenen Größen ist auch festzustellen, ob durch die Filterung auch die Form des EMG-Signals verändert wird.

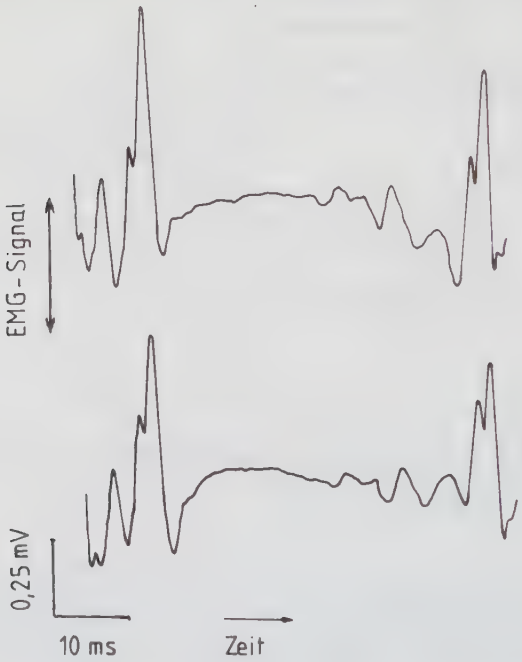

Abb. 11: Änderung des EMG-Signals durch Frequenzbegrenzung. Die obere Kurve zeigt das ungefilterte EMG-Signal, die untere Kurve wurde mit einer Begrenzung unterhalb 20 Hz aufgenommen. Deutlich geht aus diesem Beispiel hervor, daß das EMG-Signal im Vergleich zum ungefilterten EMG-Signal verändert ist. Auch die reflektorische Innervationsstille, insbesondere die Anfangs- und Endphase, ist verzerrt.

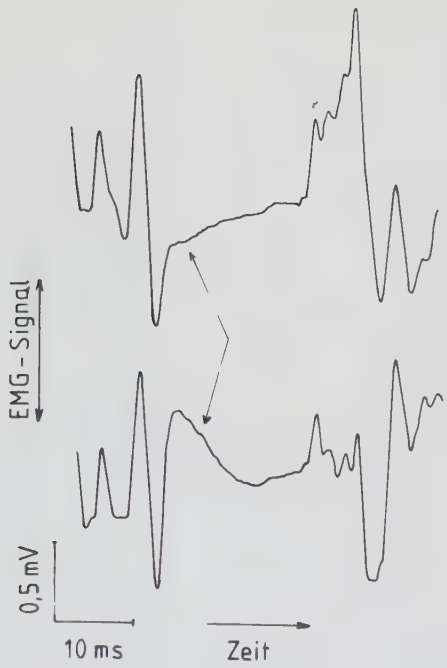

Abb. 12: Änderung des EMG-Signals durch Frequenzbegrenzung.
Die obere Kurve zeigt das unbegrenzte EMG-Signal, die untere Kurve wird mit einer Begrenzung unterhalb 50 Hz aufgenommen. Im Vergleich zu Abb. 11 fällt die noch größere Veränderung des EMG-Signals auf (Pfeil), insbesondere im Bereich der reflektorischen Innervationsstille. In diesem Beispiel ist auch die Dauer der reflektorischen Innervationsstille beim gefilterten und ungefilterten EMG-Signal verschieden lang.
Wie in Abb. 11 geht der reflektorischen Innervationsstille ein Reflexantwortpotential voraus.

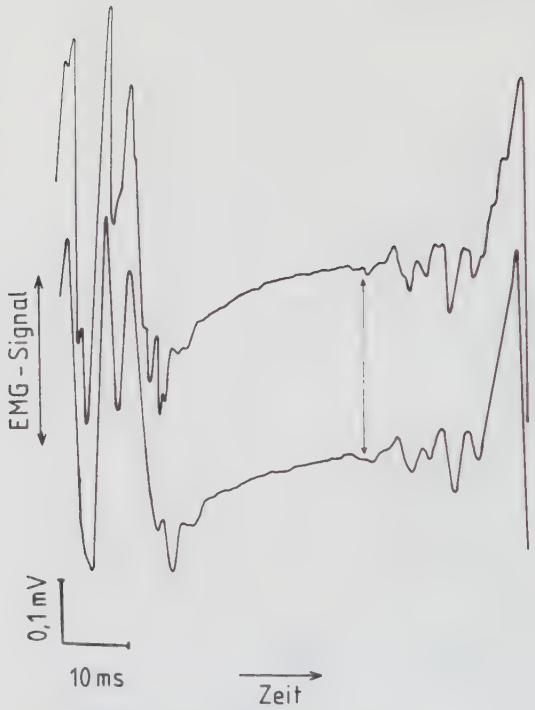

Abb. 13: Einfluß von Frequenzfilterungen auf das EMG-Signal.
Die obere Kurve zeigt das ungefilterte EMG-Signal, die untere Kurve das gleiche Signal mit einer Begrenzung oberhalb 500 Hz. Auffällig ist neben der Verkleinerung der Amplituden vor allem das Abflachen kleinerer Ausschläge (Pfeil), wodurch die Bestimmung des Endes der reflektorischen Innervationsstille schwierig wird.
In diesem Beispiel wird im Gegensatz zu Abb. 11 und Abb. 12 die reflektorische Innervationsstille nicht von einem Reflexantwortpotential eingeleitet.

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		Durchschn. Abweichung
unbegrenzter Kanal	0,37	0,97	0,35	0,36	0,52	1,26	0,24	0,73	0,59	0,23	0,61	mV	
untere Gfr. 5 Hz	0,37	0,95	0,34	0,35	0,52	1,24	0,23	0,72	0,58	0,23	0,60	mV	
Differenz	0,00	+0,02	+0,01	+0,01	0,00	+0,02	+0,01	+0,01	+0,01	0,00	+0,01	mV	1,5 %
unbegrenzter Kanal	0,30	1,14	0,29	0,11	1,26	0,48	0,72	0,52	0,75	0,51	0,88	mV	
untere Gfr. 10 Hz	0,22	1,08	0,21	0,10	1,41	0,45	0,67	0,43	0,70	0,38	0,88	mV	
Differenz	+0,08	+0,06	+0,08	+0,01	-0,15	+0,03	+0,05	+0,09	+0,05	+0,13	0,00	mV	12,9 %
unbegrenzter Kanal	0,80	0,67	0,42	1,04	1,62	1,16	0,23	0,14	0,75	0,37		mV	
untere Gfr. 20 Hz	0,71	0,55	0,39	1,04	1,40	1,24	0,18	0,12	0,69	0,35		mV	
Differenz	+0,09	+0,12	+0,03	0,00	+0,22	-0,08	+0,05	+0,02	+0,06	+0,02		mV	10,6 %
unbegrenzter Kanal		0,23	0,37	0,82	1,62		0,57	0,79	1,52		0,21	mV	
untere Gfr. 50 Hz		0,30	0,32	0,62	1,56		0,48	0,69	0,91		0,14	mV	
Differenz		-0,07	+0,05	+0,20	+0,06		+0,09	+0,10	+0,61		+0,07	mV	21,7 %

Tab. 2: Einfluß der unteren Grenzfrequenz (Gfr.) auf die Amplitude des letzten EMG-Signals vor der reflektorischen Innervationsstille. Der unbegrenzte Kanal hat eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz bis 60 kHz. Eine Lücke bedeutet, daß der korrespondierende Meßpunkt durch Signalverformung nicht bestimmbar ist. Die letzte Spalte zeigt den durchschnittlichen Unterschied. Dies ist der über alle Probanden gemittelte Wert der prozentualen Abweichung des Betrages zwischen Soll- und Istwert, bezogen auf den Sollwert.

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		Durchschn. Abweichung
unbegrenzter Kanal	0,27	0,63	0,29	1,00	2,10	0,42	0,93	1,08		1,10	mV	
Obere Gfr. 500 Hz	0,21	0,64	0,26	0,96	2,10	0,38	0,89	0,96		1,05	mV	
Differenz	+0,06	-0,01	+0,03	+0,04	0,00	+0,04	+0,04	+0,12		+0,05	mV	6,7 %
unbegrenzter Kanal	0,30	1,04	0,38	1,26	0,24	0,12	0,73	1,06	0,14	0,58	mV	
obere Gfr. 1 kHz	0,28	1,02	0,37	1,24	0,22	0,12	0,70	1,01	0,14	0,55	mV	
Differenz	+0,02	+0,02	+0,01	+0,02	+0,02	0,00	+0,03	+0,05	0,00	+0,03	mV	3,2 %
unbegrenzter Kanal	0,16	0,42	0,52	1,38	0,64	1,01	0,67	1,11	0,39	0,15	mV	
obere Gfr. 2 kHz	0,16	0,41	0,51	1,37	0,64	1,00	0,67	1,10	0,39	0,15	mV	
Differenz	0,00	+0,01	+0,01	+0,01	0,00	+0,01	0,00	+0,01	0,00	0,00	mV	0,6 %
unbegrenzter Kanal	0,18	0,17	0,27	0,52	0,54	0,65	1,56	0,89	0,65	0,28	mV	
obere Gfr. 5 kHz	0,18	0,17	0,27	0,51	0,54	0,65	1,56	0,88	0,65	0,28	mV	
Differenz	0,00	0,00	0,00	+0,01	0,00	0,00	0,00	+0,01	0,00	0,00	mV	0,2 %

Tab. 3: Einfluß der oberen Grenzfrequenz (Gfr.) auf die Amplitude des letzten EMG-Signals vor der reflektorischen Innervationsstille. Der unbegrenzte Kanal hat eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz bis 60 kHz. Eine Lücke bedeutet, daß der korrespondierende Meßpunkt nicht bestimmbar war. Die letzte Spalte zeigt den durchschnittlichen Unterschied. Dies ist der über alle Probanden gemittelte Wert der prozentualen Abweichung des Betrages zwischen Ist- und Sollwert, bezogen auf den Sollwert.

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		Durchschn. Abweichung
unbegrenzter Kanal	18,6	19,4	14,0	12,2	11,2	10,4	14,1	14,9	16,6	18,1	12,0	ms	
untere Gfr. 5 Hz	18,6	19,4	14,2	12,2	11,2	10,4	14,1	14,9	16,6	18,1	12,0	ms	
Differenz	0,0	0,0	- 0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	ms	0,1 %
unbegrenzter Kanal	18,4	20,4	13,2	11,6	16,4	12,4	14,8	11,3	17,7	20,8	11,7	ms	
untere Gfr. 10 Hz	18,0	20,4	12,8	11,2	16,4	12,4	15,2	11,3	17,4	20,8	12,0	ms	
Differenz	+ 0,4	0,0	+ 0,4	+ 0,4	0,0	0,0	- 0,4	0,0	+ 0,3	0,0	- 0,3	ms	1,4 %
unbegrenzter Kanal		19,8	13,2	11,4	14,0	8,6	15,1	18,0	20,5	20,6		ms	
untere Gfr. 20 Hz		18,5	12,4	11,4	13,5	8,6	15,6	18,9	19,8	20,6		ms	
Differenz		+ 1,3	+ 0,8	0,0	+ 0,5	0,0	- 0,5	- 0,9	+ 0,7	0,0		ms	3,1 %
unbegrenzter Kanal		17,8	16,0	14,8	14,8		18,9	18,0	18,5		11,2	ms	
untere Gfr. 50 Hz		17,5	15,6	14,3	15,2		19,9	18,6	19,2		10,6	ms	
Differenz		+ 0,3	+ 0,4	+ 0,5	+ 0,4		- 1,0	- 0,6	- 0,7		+ 0,6	ms	3,5 %

Tab. 4: Einfluß der unteren Grenzfrequenz(Gfr.) auf die Dauer der reflektorischen Innervationsstille. Der unbegrenzte Kanal hat eine Übertragunsbandbreite von 1 Hz bis 60 kHz. Eine Lücke bedeutet, daß der korrespondierende Meßpunkt durch Signalverformung nicht bestimmbar ist. Die letzte Spalte zeigt den durchschnittlichen Unterschied. Dies ist der über alle Probanden gemittelte Wert der prozentualen Abweichung des Betrages zwischen Ist- und Sollwert, bezogen auf den Sollwert.

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		Durchschn. Abweichung
unbegrenzter Kanal	17,6	16,4	10,4	16,0	8,4	15,0	13,0	22,4		14,8	ms	
obere Gfr. 500 Hz	18,6	17,1	9,7	16,4	7,6	14,5	12,2	21,8		14,8	ms	
Differenz	- 1,0	- 0,7	+ 0,7	- 0,4	+ 0,8	+ 0,5	+ 0,8	+ 0,6		0,0	ms	4,1 %
unbegrenzter Kanal	21,0	19,2	13,6	15,6	12,4	16,2	12,4	17,1	21,2	12,4	ms	
obere Gfr. 1 kHz	21,0	19,2	13,0	15,6	12,4	16,2	12,4	16,7	21,6	12,8	ms	
Differenz	0,0	0,0	+ 0,6	0,0	0,0	0,0	0,0	+ 0,4	- 0,4	- 0,4	ms	1,0 %
unbegrenzter Kanal	19,4	16,7	10,9	16,4	8,8	15,8	15,6	18,4	21,2	10,6	ms	
obere Gfr. 2 kHz	19,4	16,7	10,9	16,4	8,8	15,8	15,6	18,4	21,2	10,6	ms	
Differenz	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	ms	0,0 %
unbegrenzter Kanal	20,0	17,2	10,4	15,3	8,0	15,6	14,6	20,7	14,3	11,0	ms	
obere Gfr. 5 kHz	20,0	17,2	10,4	15,3	8,0	15,6	14,6	20,7	14,3	11,0	ms	
Differenz	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	ms	0,0 %

Tab. 5: Einfluß der oberen Grenzfrequenz (Grf.) auf die Dauer der reflektorischen Innervationsstille. Der unbegrenzte Kanal hat eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz bis 60 kHz. Eine Lücke bedeutet, daß der korrespondierende Meßpunkt durch Signalverformung nicht bestimmbar ist. Die letzte Spalte zeigt den durchschnittlichen Unterschied. Dies ist der über alle Probanden gemittelte Wert der prozentualen Abweichung des Betrages zwischen Ist- und Sollwert, bezogen auf den Sollwert.

Die Tab. 2 auf Seite 33 zeigt den Einfluß der Frequenzbegrenzung auf die Amplitude des EMG-Signals vor der reflektorischen Innervationsstille bei Veränderung der unteren Grenzfrequenz. Während bei einer unteren Grenzfrequenz von 5 Hz die durchschnittliche Abweichung 1,5 % beträgt und kaum das Ergebnis verfälscht, steigt die durchschnittliche Abweichung bei 10 Hz auf 12,9 %, bei 20 Hz auf 10,6 % und bei 50 Hz auf 21,7 %.

Die Tab. 3 auf Seite 34 zeigt dasselbe, allerdings für die Begrenzung der oberen Grenzfrequenz. Die Amplitude des EMG-Signals vor der reflektorischen Innervationsstille hat bei der oberen Grenzfrequenz von 500 Hz eine durchschnittliche Abweichung von 6,7 %, diese geht bei 1 kHz auf 3,2 % zurück, bei 2 kHz auf 0,6 % und bei 5 kHz auf 0,2 %.

In der Tab. 4 auf Seite 35 sind die Meßergebnisse der Dauer der reflektorischen Innervationsstille bei Begrenzung der unteren Grenzfrequenz aufgeführt. Dabei beträgt bei einer unteren Grenzfrequenz von 5 Hz die durchschnittliche Abweichung 0,1 %, sie steigt bei 10 Hz auf 1,4 % an, bei 20 Hz auf 3,1 % und bei 50 Hz auf 3,5 %.

Die Tab. 5 auf Seite 36 befaßt sich mit der Dauer der reflektorischen Innervationsstille bei Veränderung der oberen Grenzfrequenz. Die durchschnittliche Abweichung beträgt bei 500 Hz oberer Grenzfrequenz 4,1 %, sie geht bei 1 kHz auf 1,0 % und ab 2 kHz auf 0,0 % zurück.

Neben diesen Abweichungen ist auch festzustellen, daß durch die Filterung die Form des EMG-Signals verändert wird (s. Abb. 11, 12 und 13). Die Veränderungen können in ungünstigen Fällen so groß sein, daß die zu vergleichenden Punkte der reflektorischen Innervationsstille bei dem gefilterten EMG-Signal nicht mehr genau definiert werden können. Bei der Begrenzung der oberen Frequenz fällt das Abflachen bzw. die Verkleinerung der Amplitude auf, bei kleinen Amplituden ist es möglich, daß sie ganz weggefiltert werden (vgl. Abb. 13). Bei starker Begrenzung der unteren Grenzfrequenz sind die Veränderungen mannigfaltiger, besonders hervorzuheben ist die Anfangsphase der reflektorischen Innervationsstille sowie der völlig veränderte Verlauf großer Amplituden (s. Abb. 11 und 12).

Der reflektorischen Innervationsstille geht in 40 % der Versuche eine erhöhte Amplitude (Reflexantwort) im EMG-Signal voraus, die mindestens 1,5 mal so groß wie die vorherigen Amplituden ist (vgl. Abb. 12 und 13).

Um die Ergebnisse mit denen anderer Autoren vergleichen zu können, wurde aus den Werten des ungefilterten Kanals der Mittelwert der Dauer der reflektorischen Innervationsstille errechnet. Dabei ergab sich ein Wert von 15,4 ms mit einer Standardabweichung von 3,5 ms.

4.4. Einsatz eines 50-Hz Sperrfilters

Zur Ausschaltung einstreuender 50-Hz Netzfrequenzen aus der Umgebung wurde ein 50-Hz Sperrfilter eingebaut (s. Abb. 15).

Abb. 14: Minimal erzielte Netzeinstreuung von 50 Hz.
Die Amplitude von positiver zu negativer Spitze beträgt rund 30 µV.

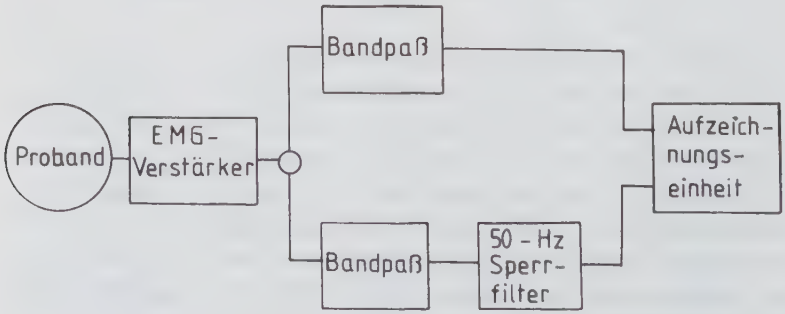

Abb. 15: Blockschaltbild des Versuchsaufbaus mit zusätzlichem 50-Hz Sperrfilter.

Bei 6 Probanden wurden die EMG-Aktivitäten beim Kieferschließvorgang mit und ohne Sperrfilter aufgezeichnet. Die Einstellung der Geräte entspricht jener auf Seite 27, lediglich die beiden Bandpässe bleiben auf der maximalen Durchgangsfrequenz. Es zeigte sich, daß erhebliche Verformungen des EMG-Signals auftreten, die sich vor allem in der reflektorischen Innervationsstille bemerkbar machen. Sie bestehen im Falle einer starken Begrenzung der unteren Grenzfrequenz darin, daß der Anfangspunkt der reflektorischen Innervationsstille nicht mehr exakt bestimmt werden kann (s. Abb. 16). Wir mußten daher auf dieses Hilfsmittel verzichten.

Durch Verlegung der Messungen in eine ruhige Zeit (Mittagspause und Abend, wann wenig andere Geräte betrieben werden) und ständige Kontrolle der Einstreuungen konnten die 50-Hz Störfrequenzen weitgehend reduziert werden.

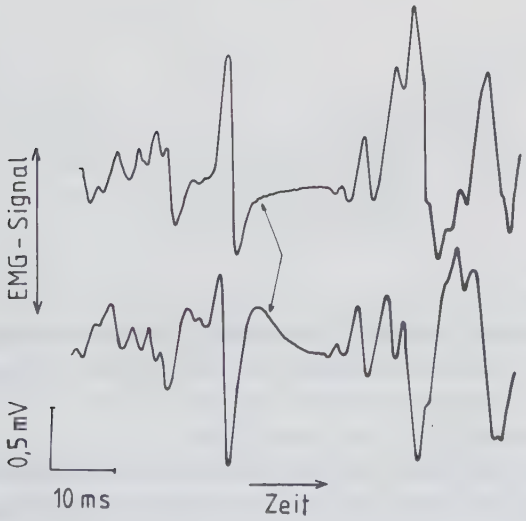

Abb. 16: Änderung des EMG-Signals durch ein 50-Hz Sperrfilter. Die obere Kurve ist ohne, die untere mit einem 50-Hz Sperrfilter aufgenommen. Ähnlich wie in Abb. 12 tritt auch hier eine starke Signalverformung auf. Insbesondere ist die Anfangsphase der reflektorischen Innervationsstille verzerrt, was eine genaue Auswertung verhindert.

Als Fazit dieser Voruntersuchungen hat sich gezeigt, daß der Aufbau eine Übertragungsbandbreite von 5 Hz bis 2 kHz haben muß, um das EMG-Signal genügend genau zu übertragen. Auch sollte auf 50-Hz Sperrfilter verzichtet werden. Bei allen nachfolgenden Messungen wird daher eine Übertragungsbandbreite von 5 Hz bis 2 kHz gewählt.

4.5. Die Reflexaktivität des M. masseter bei definierten Kraftreizen

4.5.1. Aufbau des Masseterreizgerätes

Zur Untersuchung der Reflexaktivität des M. masseter unter standardisierten Bedingungen haben wir eine Lastzange konstruiert (s. Abb. 17). Sie besteht aus oberem und unterem Aufbißteller aus Kunststoff, dazugehörigen Hebelarmen, Hubmagnet und Steuergerät.

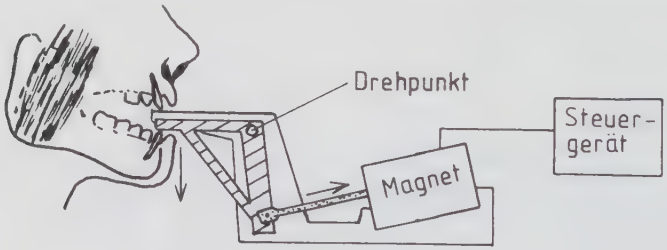

Abb. 17: Schematische Darstellung der Lastzange. Mit Hilfe des Steuergerätes läßt sich der Stromdurchfluß durch den Magneten und damit dessen Kraft variieren. Durch rasche Öffnung des Mundes wird der Massetereigenreflex ausgelöst.

Mit diesem Gerät läßt sich die Reizstärke, wie auch die Muskelvorspannung frei wählen und während des Versuchsablaufs konstant halten. Die Auslösung des Massetereigenreflexes erfolgt durch rasche Öffnung der Kiefer mit Hilfe zweier in den Mund eingeführten Hebelarme (Abb. 17). Dabei stützt sich der unbewegliche Hebelarm über einen Aufbißteller an den oberen Frontzähnen ab, während der bewegliche Hebelarm an den Unterkieferfrontzähnen angreift. Durch rasche Auseinanderbewegung der Hebel werden der M. masseter und damit auch die in der Muskulatur eingelagerten

Muskelspindeln gedehnt. Diese rasche Dehnung ist der Reiz für die Auslösung des Massetereigenreflexes.

Zur Verringerung der Masse, und damit auch ihrer Trägheit, sind die Hebel aus Aluminium gefertigt. Im Bereich des Aufbisses sind die Hebel mit Kunststoff überzogen. Der Hubmagnet ist ein Gleichstrommagnet (Fa. Binder) mit einem Hub von 20 mm. Die Kraft ist auf den ersten 16 mm konstant und steigt in der Endphase des Hubes etwas an. Deshalb werden nur die ersten 16 mm genutzt. Der minimale Abstand zwischen oberem und unterem Aufbißteller beträgt 20 mm, der maximale 36 mm.

Der Hubmagnet wird an ein Steuergerät angeschlossen, mit dessen Hilfe der Stromdurchfluß durch den Magneten reguliert werden kann. Die Kraft am Anker des Magneten ist dabei proportional dem Strom durch die Magnetspule (s. Abb. 20).

Folgende Einstellungen und Anschlüsse sind am Steuergerät möglich (Abb. 18):

- "Start" für die Auslösung des Kraftsprunges
- "Grundwert" für die Einstellung der statischen Kraft vor dem Kraftsprung (Muskelvorspannung)
- "Amplitude" für die Einstellung des Endwertes des Kraftsprungs

Am Ausgang "Signal" kann die Spannung am Emitterwiderstand gemessen werden. Auf diese Weise ist ein Rückschluß auf die Größe des Spulenstroms und damit auf die Kraft möglich (s. Abb. 20).

Am Ausgang "Trigger" wird durch Drücken des Startknopfs ein Spannungspuls erzeugt, der den Speicherzeitpunkt des Oszilloskops festlegt.

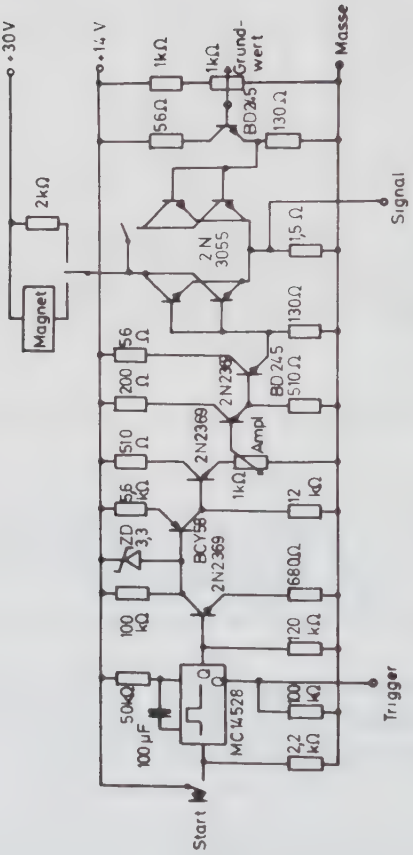

Abb. 18: Schaltplan des Steuergerätes

4.5.2. Prüfung und Kalibrierung der Lastzange

Da mit dieser Lastzange die Kraft nicht direkt gemessen werden kann, sondern lediglich die Spannung am Emitterwiderstand (proportional dem Spulenstrom), muß die Kennlinie "Kraft über Spulenstrom" ermittelt werden. Dies geschieht mit Hilfe eines piezoelektrischen Kraftfühlers, der durch eine Spannzange am oberen Aufbißteller befestigt ist (Abb. 19).

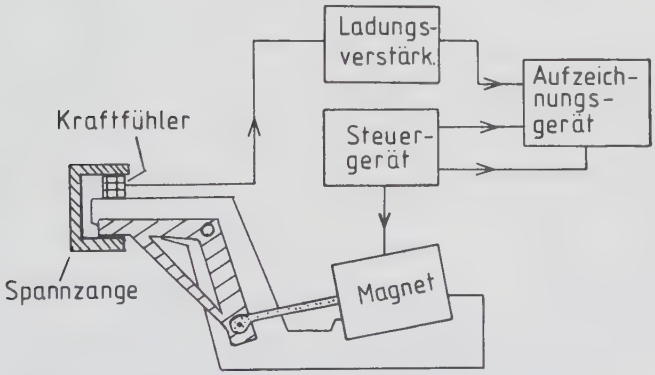

Abb. 19: Schematische Darstellung des Versuchaufbaus zur Kalibrierung des Reizgerätes. Die Kraft wird über den unteren Aufbißteller auf die Spannzange und von dieser auf den piezoelektrischen Kraftfühler übertragen. Am Steuergerät wird der Spulenstrom eingestellt und mit dem Aufzeichnungsgerät gemessen. Die Kraft wird mit dem piezoelektrischen Kraftfühler und dem Ladungsverstärker bestimmt und mit dem anderen Kanal der Aufzeichnungseinheit gespeichert und ausgeschrieben. Somit wird gleichzeitig auch eine Verzögerung zwischen Strom- und Kraftanstieg meßbar.

Die Kalibrierung ergibt folgende Kennlinie "Kraft über Spulenstrom" (Abb. 20).

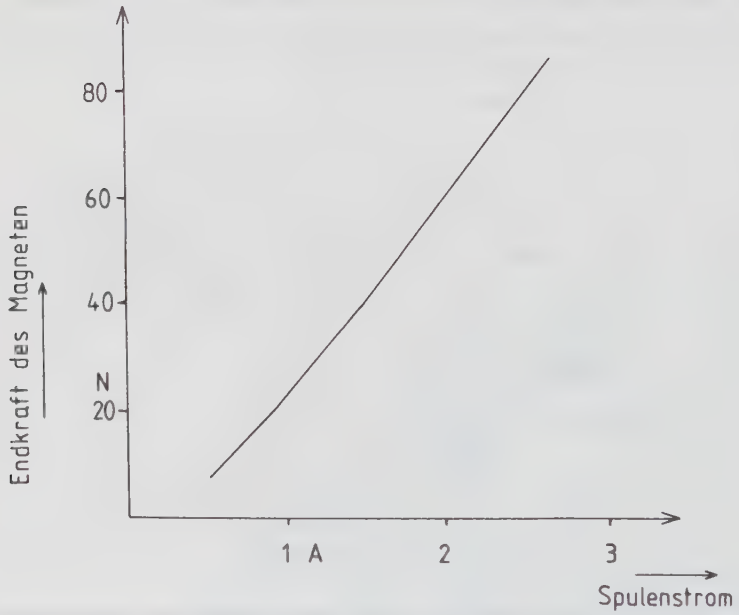

Abb. 20: Kennlinie des Reizgerätes. Der Rückschluß vom Spulenstrom auf die Kraft ist auf diese Weise möglich.

Der gemessene maximale Fehler beträgt $\pm$ 1 N. Die geringe Nichtlinearität wird bei der Auswertung berücksichtigt.

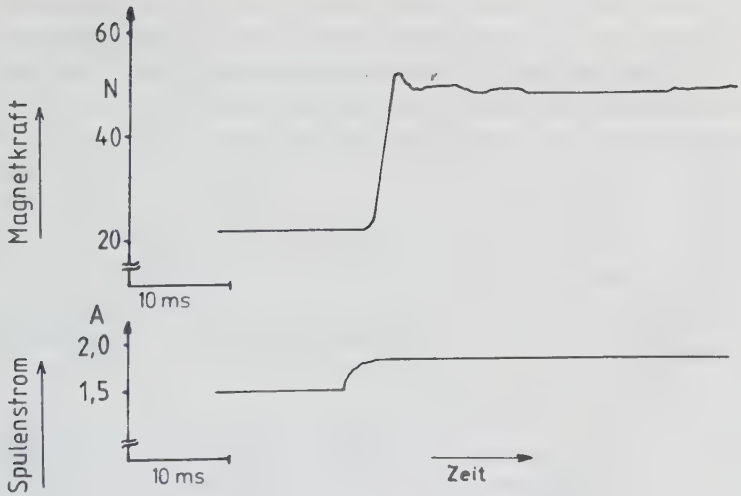

Abb. 21: Kraftsprung von 21 N auf 54 N. Auffällig ist die zeitliche Verzögerung des Kraftanstiegs gegenüber dem Stromanstieg um 3 ms.

Die Kraftanstiegsgeschwindigkeit der Lastzange beträgt 5 N/ms. Ein größerer Wert ist bei diesem Aufbau durch die elektrische Verzögerung und durch eine geringe mechanische Elastizität nicht erreichbar. Letzteres ist für ein geringes Überschwingen der Kraftkurve verantwortlich. Der Kraftanstieg ist gegenüber dem Stromanstieg um 3 ms $\pm$ 0,3 ms verzögert. Die Verzögerung ist Folge des Stromdurchflusses und der Gegeninduktion im Magneten.

Da beim Probanden eine Mundöffnungsbewegung und somit eine Bewegung des unteren Hebelarms stattfindet, ist es notwendig, den Kraftverlauf bei beweglichem Hebelarm zu kennen. Hierzu legen wir zwischen Spannzange und unterem Aufbißteller einen weichen Körper. Wie aus Abb. 22 zu entnehmen ist, tritt ein verstärktes Überschwingen auf. Der Endwert der Kraft bleibt aber gleich.

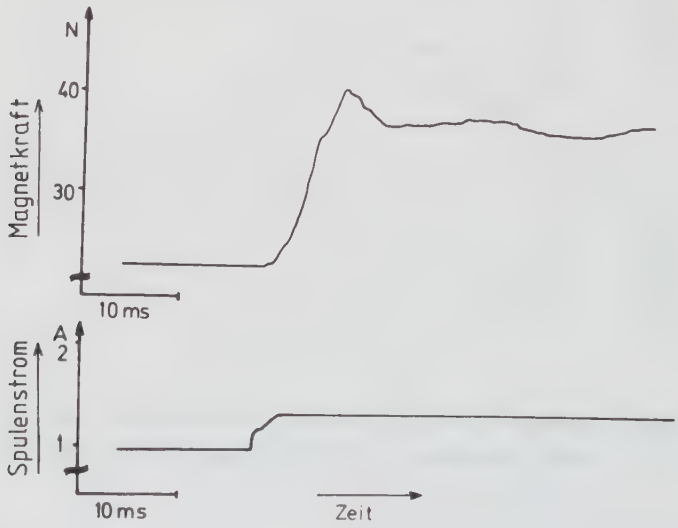

Abb. 22: Kraftsprung von 23 auf 37 N mit einem nachgiebigen Körper zwischen Spannzange und unterem Aufbißteller. Auffällig im Vergleich zu Abb. 21 ist der wesentlich unschärfere Einsatzpunkt des Kraftanstiegs. Auch ist das Überschwingen vor Erreichen der Endkraft sehr viel stärker ausgeprägt. Ein ähnlicher Kraftverlauf ist am Probanden zu erwarten, da der Unterkiefer der auslenkenden Kraft nachgibt.

4.5.3. Versuchsaufbau und Durchführung

Die Gesamtanlage zur Messung der Reflexaktivität des M. masseter unter standardisierten Reflexbedingungen zeigt Abb. 22. Aufgrund der Voruntersuchung wird das Signal nach dem EMG-Verstärker über einen Bandpaß geleitet, der die Frequenzen unterhalb 5 Hz und solche oberhalb 2 kHz herausfiltert. Das gefilterte Signal wird im Kanal 1 der Aufzeichnungseinheit registriert. Über den 2. Kanal wird die Stromkurve des Magneten simultan aufgezeichnet. Die Triggerung der Aufzeichnungseinheit erfolgt mit dem Steuergerät und wird durch Drücken des Startknopfes ausgelöst. Zur Speicherung der EMG-Reflexaktivität wird die Zeitbasis am Oszilloskop so gewählt, daß eine Aufzeichnungsdauer von 204,8 ms resultiert, d. h. alle 0,4 ms wird ein Wert pro Kanal aufgenommen.

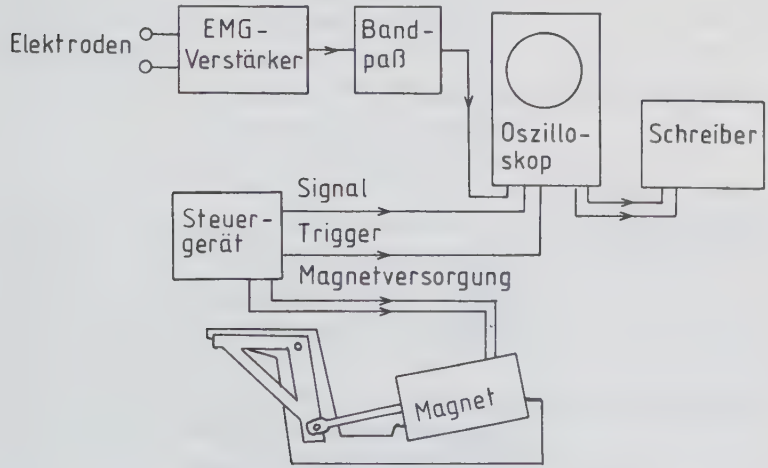

Abb. 23: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Untersuchung der Reflexaktivität des M. masseter. Mit Hilfe des Steuergerätes lassen sich Muskelvorspannung, Reizstärke und Speicherzeitpunkt festlegen. Das EMG-Signal wird über den EMG-Verstärker und einen Bandpaß in die Aufzeichnungseinheit eingespeichert.

Meßablauf: Die Probanden werden aufgefordert, mit den oberen und unteren Schneidezähnen auf die Aufbißteller zu beißen und diese in geringem Abstand voneinander zu halten. Durch Variation des Spulenstroms und kompensatorischer Kraftentwicklung seitens des Probanden läßt sich jede gewünschte Muskelvorspannung erzeugen, von der aus die Reflexauslösung erfolgt. Nach Erreichen der gewünschten Muskelvorspannung wird nach 3 bis 5 s der eingestellte Kraftsprung ausgelöst. Als Muskelvorspannungen wählen wir 0 N, 10 N, 20 N und 40 N und als Reizstärken 10 N, 20 N und 30 N.

Folgendes Meßprogramm wird durchgeführt:

Muskelvorspannung 0 N: Reizstärke 20 N und 30 N
(Sprung von 0 N auf 20 N und
Sprung von 0 N auf 30 N)

Muskelvorspannung 10 N: Reizstärke 10 N und 20 N
(Sprung von 10 N auf 20 N und
Sprung von 10 N auf 30 N)

Muskelvorspannung 20 N: Reizstärke 10 N, 20 N und 30 N
(Sprung von 20 N auf 30 N,
Sprung von 20 N auf 40 N und
Sprung von 20 N auf 50 N)

Muskelvorspannung 40 N: Reizstärke 10 N, 20 N und 30 N
(Sprung von 40 N auf 50 N,
Sprung von 40 N auf 60 N und
Sprung von 40 N auf 70 N).

Bei jeder Versuchsbedingung wird jeweils 1 Meßwert aufgenommen. Dies bedeutet, daß bei jedem der 11 Probanden der Masseterreflex 10 mal ausgelöst wird.

Bei einem Probanden wurde versucht, durch eine variable Empfindlichkeitseinstellung und kürzere Aufzeichnungszeit die Auflösung zu verbessern. Bei der Auswertung ergab sich, daß der Maßstab nicht genau

rekonstruiert werden konnte, und daß die Aufzeichnungsdauer kurz war. In den Tab. 6, 7 und 10 sind daher nur die Meßwerte von 10 Probanden aufgeführt.

Als weitere Untersuchung zur Feststellung der Reproduzierbarkeit werden bei 2 der 11 Probanden noch je 12 Versuche bei einem Kraftsprung von 20 N auf 40 N durchgeführt.

Außerdem wird geprüft, ob bei exzentrischer Belastung und Reflexauslösung Unterschiede im EMG-Signal auftreten, wenn einmal auf der linken Seite und einmal auf der rechten Seite belastet wird, die Ableitungsstelle des EMG-Signals aber am rechten M. masseter bleibt. Dazu werden zwei Kraftsprünge durchgeführt, wobei einmal die Aufbißstelle im linken Eckzahnbereich liegt, das andere Mal im rechten Eckzahnbereich. In Vorversuchen hat sich die Größe des Kraftansprungs für die Reflexauslösung von 20 N auf 40 N als am günstigsten erwiesen. Deshalb werden jene Auslösebedingungen für diese Untersuchung gewählt.

4.5.4. Erfassung der Meßwerte und statistische Auswertung

Bei der Auswertung werden zunächst alle in Abb. 5 definierten Meßpunkte in der aufgezeichneten Kurve des EMG-Signals markiert. Außerdem wird die Stromkurve mit Hilfe der in Abb. 20 gezeichneten Kennlinie in den Kraftverlauf umgewandelt. Nach dem Ausmessen der Strecken und der Umrechnung anhand des Maßstabes werden folgende Meßgrößen in Tabellen eingetragen:
- Latenzzeit der Reflexantwort
- Amplitude der Reflexantwort
- Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille
- Dauer der reflektorischen Innervationsstille

Bei der Bestimmung der Latenzzeit der Reflexantwort sowie der reflektorischen Innervationsstille wird die auf Seite 46 erwähnte Verzögerung des Krafteinsatzes gegenüber dem elektrischen Strompuls von dem in der aufgezeichneten Kurve bestimmten Wert abgezogen.

Um die Größe der Amplitude der Reflexantwort der einzelnen Probanden vergleichen zu können, muß eine Normierung durchgeführt werden. Dazu

wird der größte, bei einem Probanden auftretende Wert auf 1 gesetzt. Mit dem dazu nötigen Multiplikationsfaktor werden alle anderen Werte des Probanden multipliziert.

Um festzustellen, ob die einzelnen Parameter von den Reflexauslösebedingungen abhängen, wird noch eine statistische Berechnung durchgeführt. Hierzu errechnen wir den arithmetischen Mittelwert (s. S. 59 ff) sowie den 95 %-Vertrauensbereich. Die entsprechenden Werte errechneten wir mit Hilfe der Signifikanzschwellentabelle (u. a. von CAVALLI-SFORZA, 8).

Ob sich zwei Mittelwerte unterscheiden, oder ob innerhalb zweier Stichproben nur ein zufälliger Unterschied ist, wird durch den t-Test entschieden. Voraussetzung für die Anwendung des t-Testes ist, daß sich die Stichprobenvarianzen nicht signifikant unterscheiden. Andererseits ist der t-Test bei großer Streubreite und relativ geringer Stichprobengröße ebenfalls nicht sinnvoll (CAVALLI-SFORZA, 8). Bei der Auswertung fanden wir jedoch diese Situationen vor, so daß wir den t-Test nicht durchgeführt haben (vgl. Seite 70).

Die nachfolgenden 6 Abbildungen zeigen EMG-Signale bei verschiedenen Kraftreizen. Sie dienen auch der Erklärung von Auswerteschwierigkeiten.

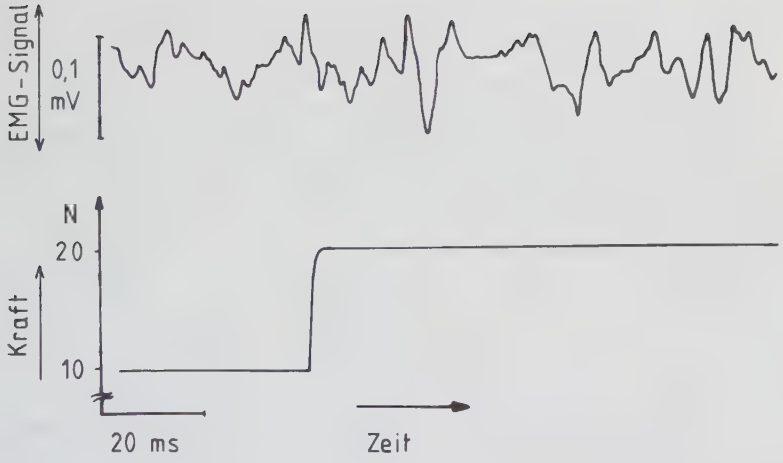

Abb. 23: EMG-Signal bei einer Muskelvorbelastung von 10 N und einer Reizstärke von ebenfalls 10 N (Kraftansprung von 10 N auf 20 N). Eine Reflexantwort und eine reflektorische Innervationsstille sind nicht erkennbar. Dies ist sehr häufig bei geringem, bzw. fehlendem Muskeltonus und geringen Reizstärken der Fall.

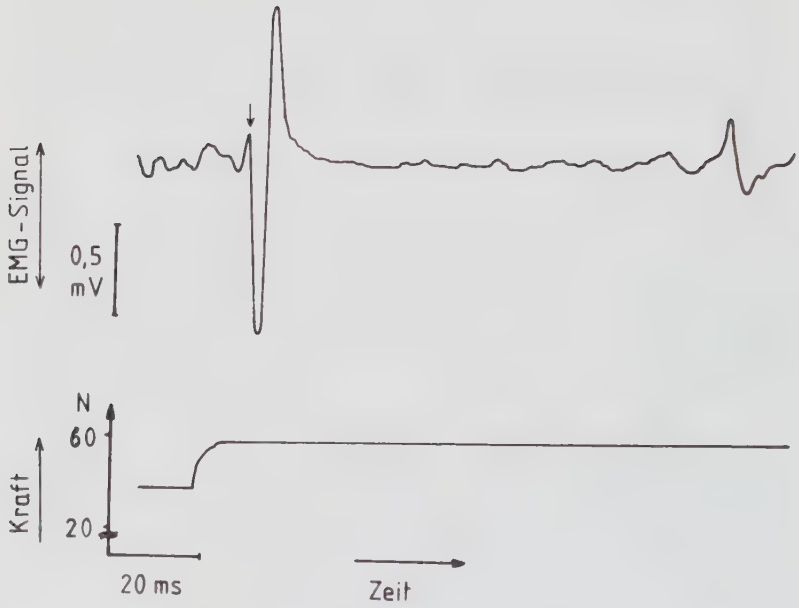

Abb. 24: EMG-Signal bei einer Muskelvorspannung von 40 N und einer Reizstärke von 20 N bei unempfindlicher Einstellung des Oszilloskops. Die Latenzzeit der Reflexantwort ist durch die auftretende Umkehr des Kurvenverlaufs genau bestimmbar (siehe Pfeil). Aktivitäten im Anschluß an die reflektorische Innervationsstille, also während der Phase der verminderten Aktivität, sind nicht genau erkennbar.

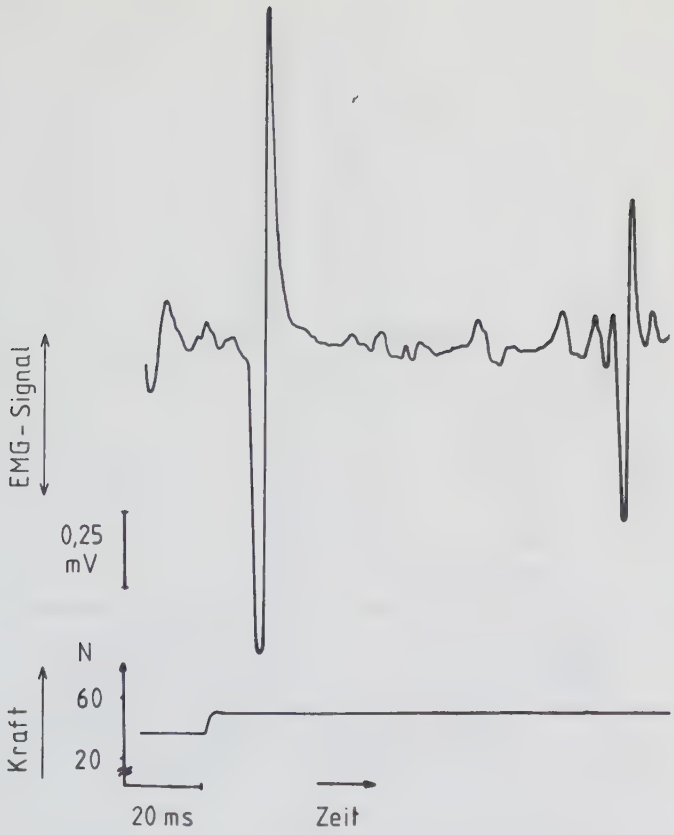

Abb. 25: EMG-Signal bei einer Muskelvorspannung von 40 N und einer Reizstärke von 20 N. Es handelt sich um eine Wiederholung des in Abb. 24 aufgezeichneten Versuchs mit doppelt so großer Empfindlichkeit des Oszilloskops. Durch die größere Empfindlichkeit sind die Muskelaktivitäten nach der reflektorischen Innervationsstille besser erkennbar. Wegen der genauer möglichen Bestimmung des Endes der reflektorischen Innervationsstille kann auch deren Dauer genauer gemessen werden.

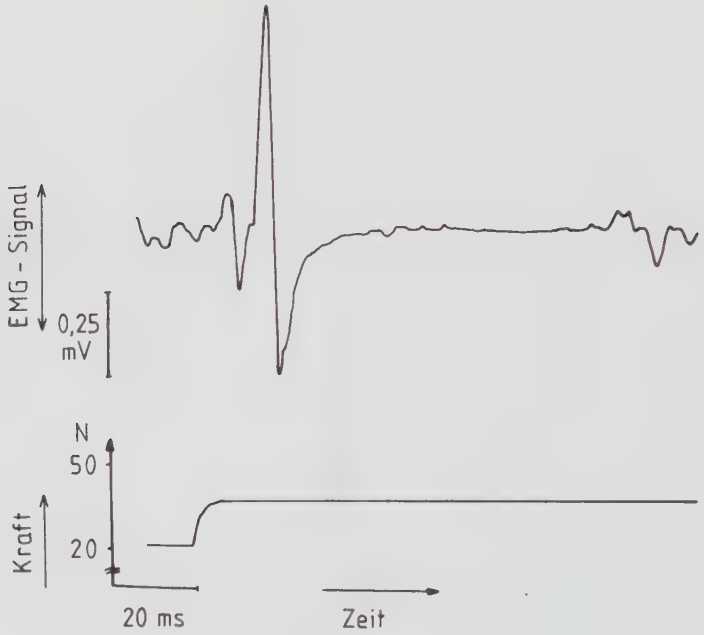

Abb. 26: EMG-Signal bei einer Muskelvorspannung von 20 N und einer Reizstärke von 20 N. Ähnlich wie in Abb. 24 sind aufgrund der unempfindlichen Einstellung des Oszilloskops Aktivitäten im Anschluß an die reflektorische Innervationsstille nur undeutlich erkennbar. Die Bestimmung ihres Endpunktes wird dadurch schwieriger.

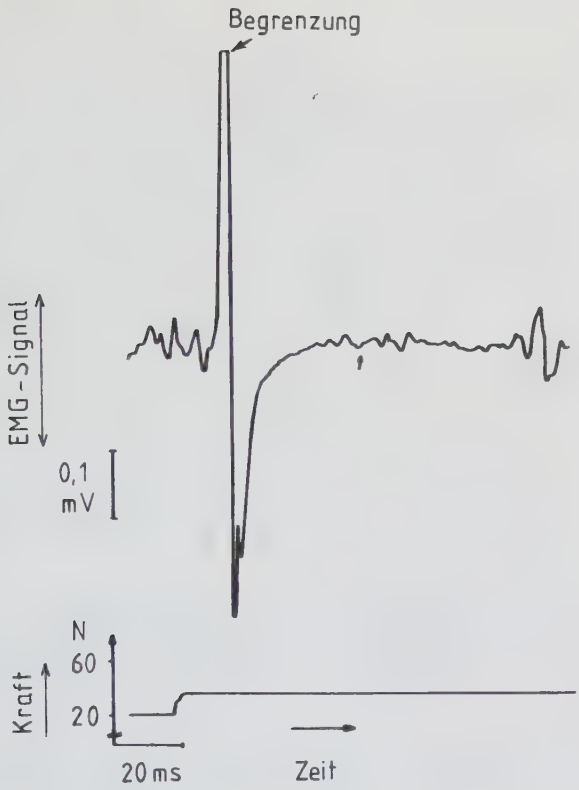

Abb. 27: EMG-Signal bei einer Muskelvorspannung von 20 N und einer Reizstärke von 20 N. Es handelt sich um eine Wiederholung des in Abb. 26 gezeigten Versuchs, wobei hier allerdings die Empfindlichkeit des Oszilloskops 2,5-fach so groß ist. Durch die größere Empfindlichkeit sind hier Aktivitäten (DA) zu einer Zeit nach dem Eigenreflex sichtbar, bei der in Abb. 26 keine erkennbar sind. Infolge der größeren Empfindlichkeit kommt es aber zu einer Übersteuerung des Oszilloskops und damit zu einer Begrenzung des EMG-Signals.

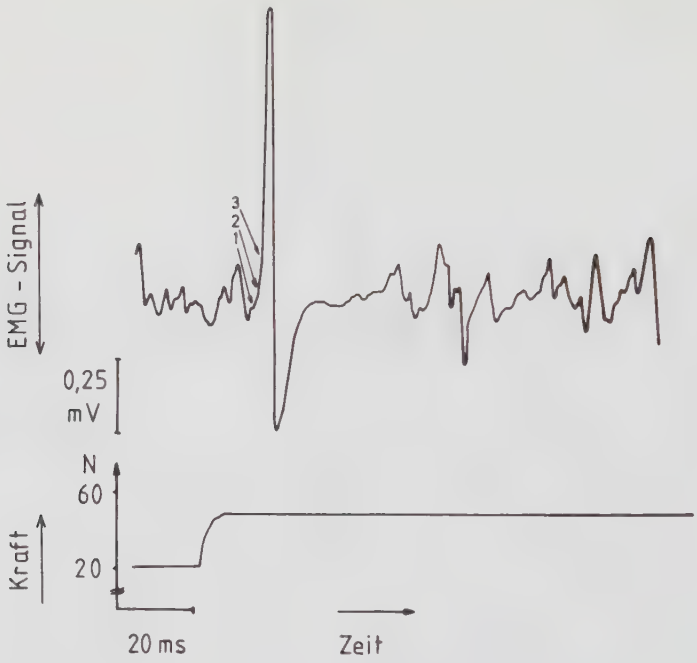

Abb. 28: EMG-Signal bei einer Muskelvorspannung von 20 N und einer Reizstärke von 25 N. Die Aufbißstelle ist im linken Eckzahnbereich. Da im Kurvenverlauf die Amplitude der Reflexantwort aus dem vorausgehenden Signal kontinuierlich hervorgeht und sich lediglich durch ein schnelleres Ansteigen auszeichnet (vgl. Abb. 24), kann nicht genau bestimmt werden, ob die Reflexantwort bei Punkt 1, 2 oder 3 beginnt.

5. MESSERGEBNISSE

Für die Darstellung der Reflexaktivität des M. masseter ist aufgrund vorliegender Erfahrungen eine Aufzeichnungsdauer von mindestens 200 ms nötig. Die Zeitbasis des Oszilloskops richtet sich somit nach der Größe des Speichers. Die Amplitudenempfindlichkeit ist davon abhängig, wie groß die Spannung des EMG-Signals an der Hautoberfläche des Probanden ist. Sie soll so gewählt werden, daß der Speicher weitestgehend ausgenutzt wird. Nur unter diesen Voraussetzungen sind Einzelheiten im EMG-Signal erkennbar.

Im Zustand der Muskelrelaxation ist bei niedrigen Kraftsprüngen nur in den seltensten Fällen eine reflektorische Kontraktion auslösbar. Umgekehrt sind manche Probanden, vor allem bei den Kraftsprügen von 0 N auf 30 N, bzw. 40 N auf 70 N nicht in der Lage, den Hebel innerhalb des zur Verfügung stehenden Weges abzufangen, da Schmerzreaktionen auftreten.

Weiterhin hat sich gezeigt, daß ängstliche Probanden im niedrigen Kraftbereich die Reflexantwort durch vorheriges stärkeres Zusammenbeißen zu unterdrücken vermögen.

Eine Phase verminderter Aktivität (DA = depressed activity) im Anschluß an die reflektorische Innervationsstille, wie WIDMALM (55 - 58) sie beschreibt, konnte nicht immer beobachtet werden. Wenn sie auftrat, so nur bei stärkeren Kraftreizen und höheren Muskelvorspannungen. Aus diesem Grunde wurde auf die Auswertung verzichtet.

Bei den Untersuchungen haben sich viele Reflexparameter als meßbar und untersuchungswürdig erwiesen. Es sind dies:

- Amplitude des Massetereigenreflexes
- Latenzzeit des Massetereigenreflexes
- Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille
- Dauer der reflektorischen Innervationsstille

Die Meßergebnisse und Mittelwerte einschließlich des zugehörigen

95 %-Vertrauensbereiches sind in den Tabellen 6 bis 14 zu sehen.

Die Tabellen sind nach folgendem Schema geordnet:

a) Individuelle Reflexantwort (Tab. 6 bis 10)
b) Mittelwerte (individuelle Mittelwerte Tab. 11,
Mittelwerte nach Reflexbedingungen geordnet Tab. 12)
c) Reproduzierbarkeit (Tab. 13)
d) Seitenabhängigkeit (Tab. 14)

ad a) Die Tab. 6 auf Seite 63 enthält die Einzelwerte der Kontraktionsamplituden des Massetereigenreflexes. Die Größe der abgegebenen EMG-Spannung ist trotz gleicher Muskelvorspannung und Reizstärke bei den einzelnen Probanden sehr verschieden. So beträgt z. B. bei einer Muskelvorbelastung von 40 N und einer Reizstärke von 30 N der größte Wert 2,26 mV (Proband 9), der kleinste Wert 0,32 mV (Proband 8).

Damit ein interindividueller Vergleich möglich wird, muß eine Normierung durchgeführt werden. Dies ist in Tab. 7 auf Seite 64 geschehen. Durch die Normierung wird die Streuung geringer.

In Tab. 8 auf Seite 65 sind die Einzelwerte der Latenzzeit des Massetereigenreflexes zusammengestellt. Bei kleinen Reizstärken (10 N) tritt manchmal keine Reflexkontraktion auf. Wie auch aus den Tabellen 6 und 7 zu entnehmen ist, fehlen von 3 Probanden die Werte von den Reflexauslösebedingungen 0 N auf 30 N, da starke Schmerzen auftraten. Bei 2 Probanden wird bei großen Reizstärken eine Verlängerung der Reflexzeit bis 12 ms, bzw. 15 ms beobachtet.

In der Tab. 9 auf Seite 66 sind die Einzelwerte der Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille aufgeführt.
Bei der Muskelvorspannung 0 N, also im Zustand der Muskelrelaxation kann in den seltensten Fällen eine reflektorische Innervationsstille nachgewiesen werden. Deshalb fehlen diese Werte. Die Meßwerte für die Latenzzeit der reflektorischen Innervations-

stille liegen entsprechend den vorliegenden Untersuchungen zwischen 13 und 22 ms.

Tab. 10 auf Seite 67 zeigt die Einzelwerte der Dauer der reflektorischen Innervationsstille. Ebenso wie in Tab. 9 fehlen auch hier die Werte für den relaxierten Muskel. Im Vergleich zu Tab. 9 ist die Streubreite der Meßwerte noch größer; die kürzeste Dauer der reflektorischen Innervationsstille beträgt 6 ms, die längste 23 ms.

ad b) Bei der Mittelwertbildung der Reflexparameter werden zwei Wege beschritten:

1. Mittelwerte der individuellen Reflexparameter

Es werden die individuellen Reflexparameter ungeachtet der Reflexauslösebedingungen gebildet (in den Tab. 6 bis 10 die Mittelwerte der Spalten). Diese individuellen Mittelwerte mit zugehörigen 95 %-Vertrauensbereichen sind in der Tab. 11 auf Seite 68 aufgeführt. Bei der Reflexzeit des Massetereigenreflexes ist die Bandbreite der Mittelwerte und der 95 %-Vertrauensbereiche mit Werten zwischen 7,4 $\pm$ 0,26 ms und 9,4 $\pm$ 0,6 ms relativ gering. Die individuellen Latenzzeiten der reflektorischen Innervationsstille streuen zwischen 13,9 $\pm$ 0,7 ms und 18,1 $\pm$ 2,5 ms. Die individuelle Dauer der reflektorischen Innervationsstille streut zwischen 11 $\pm$ 4 ms und 20 $\pm$ 6 ms.

2. Mittelwerte der Reflexparameter in Abhängigkeit von den Reflexauslösebedingungen

Aus den Tabellen 6 bis 10 werden die Mittelwerte der Zeilen einschließlich der 95 %-Vertrauensbereiche über alle Probanden hinweg gebildet. Sie sind in Tab. 12 auf Seite 69 aufgeführt. Für die Latenzzeit und Dauer der reflektorischen Innervationsstille fehlen die Werte des relaxierten Muskels.
Die graphische Darstellung der Reflexparameter in Abhängigkeit von den Reflexauslösebedingungen ist in Abb. 29 auf Seite 70 so-

wie in Abb. 30 auf Seite 71 zu sehen.
Analog zu Tab. 11 sind bei der Reflexzeit des Massetereigenreflexes die Streubreiten der Mittelwerte und der Vertrauensbereiche am geringsten. Bei der Latenzzeit und Dauer der reflektorischen Innervationsstille sind sie deutlich größer.
Eine Abhängigkeit des Reflexverhaltens von den Reflexauslösebedingungen ergibt sich lediglich für die Stärke der Reflexantwort: Die Reflexamplitude wird sowohl mit steigender Grundinnervation, als auch mit steigender Reizgröße größer. Diese Abhängigkeit ist besonders deutlich in Abb. 30 auf Seite 71 zu sehen.
Für die anderen Reflexparameter ist dagegen keine Abhängigkeit nachweisbar. Dies gilt auch für die Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille. Hier ist zwar ein gewisser Trend zur Verlängerung mit zunehmender Reizstärke und Tonisierung erkennbar, das Signifikanzniveau wird jedoch nicht erreicht.

ad c) Zur Frage der Reproduzierbarkeit des Reflexgeschehens mit Hilfe der Lastzange

Bei den Probanden 1 und 2 wird jeweils 12 mal der Masseterreflex bei einer Grundlast von 20 N und einer Reizgröße von ebenfalls 20 N ausgelöst.
In der Tab. 13 auf Seite 72 sind neben den Einzelwerten der 4 Reflexparameter und deren Mittelwerte mit zugehörigem 95 %-Vertrauensbereich auch die Ergebnisse der Erstmessung aus den Tab. 8, 9 und 10 zum Vergleich aufgeführt.
Aus der Tabelle geht hervor, daß die Werte der Erst- und Wiederholungsmessungen weitgehend übereinstimmen. Dies trifft insbesondere für die Latenzzeit des Massetereigenreflexes wie für die reflektorische Innervationsstille zu.
Die Dauer der reflektorischen Innervationsstille ist deutlich länger. Da es sich aber bei der Wiederholungsmessung um einen Mittelwert handelt, bei der Erstmessung jedoch um einen Einzelwert, ist eine vergleichende Gegenüberstellung dieser beiden Ergebnisse nur mit Einschränkung zulässig.
Auffallend jedoch der enge Vertrauensbereich für die Mittelwerte der Dauer der reflektorischen Innervationsstille, der auf eine

gute Reproduzierbarkeit des Reflexgeschehens mit Hilfe der Lastzange hinweist.

ad d) Abhängigkeit des Reflexverhaltens vom Ort der Krafteinwirkung bei der Auslösung des Masseterreflexes

Zur Untersuchung dieser Fragestellung haben wir den Masseterreflex bei exzentrischer Position der Lastzange im rechten und linken Eckzahnbereich (Regio 13-14 und 23-24) ausgelöst im Vergleich zur normal üblichen zentrischen Position, die im Frontzahngebiet lokalisiert ist. Bei rechtsseitiger Position der Lastzange wird die Reflexauslösung als ipsilateral bezeichnet, weil die EMG-Potentiale ebenfalls auf der rechten Seite abgeleitet werden.
Eine kontralaterale Reflexauslösung liegt bei Krafteinwirkung der Lastzange im linken Eckzahnbereich vor.
Die Einzel- und Mittelwerte sind in Tab. 14 auf Seite 73 aufgeführt. Als Muskelvorspannung haben wir 20 N gewählt, die Reizstärke beträgt 25 N.
Bei 3 der 11 Probanden war eine der beiden EMG-Kurven nicht auswertbar, so daß in der Tabelle lediglich die Meßwerte von 8 Probanden aufgeführt sind.
Für die Latenzzeit des Massetereigenreflexes ergibt sich eine Verlängerung bei kontralateraler Belastung im Vergleich zur ipsilateralen Reflexauslösung. Dies trifft für 6 von 8 Probanden zu.

Der Mittelwert der Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille ist bei kontralateraler Reflexauslösung mit 18,7 ms gegenüber 15,7 ms bei ipsilateraler Belastung deutlich länger. Diese Verlängerung wird bei 5 von 8 Probanden beobachtet.

Bei der Reflexamplitude sind rechts höhere Werte als links feststellbar. Dies ist bei 6 von 8 Probanden der Fall.
Die Dauer der reflektorischen Innervationsstille ist bei ipsilateraler Reflexauslösung in 5 von 8 Fällen länger als bei kontralateraler Auslösung. Im Mittelwert drückt sich dies mit 19,7 ms gegenüber 16,6 ms aus.

Die Mittelwerte der Reflexparameter bei zentrischer Reflexauslösung mit Krafteinwirkung im Frontzahngebiet stimmen dagegen mit denen bei ipsilateraler Reflexauslösung weitgehend überein (vgl. Tab. 12).

Proband			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Kraftsprung von	auf	Reiz-stärke											
0 N	20 N	20 N	0,12	0,13	0,42		0,20		0,24	0,33	0,06	0,13	mV
0 N	30 N	30 N	0,13	0,23		0,11	0,20	0,27	0,33		0,38		mV
10 N	20 N	10 N	0,20	0,19	0,95	0,37	0,16		0,50	0,42	0,14	0,41	mV
10 N	30 N	20 N	0,23	0,48	0,79	0,31	0,14	0,15	0,82	0,80	0,31	0,30	mV
20 N	30 N	10 N	0,50	0,08	1,54	0,80	0,55		1,11	0,50	0,26	0,39	mV
20 N	40 N	20 N	0,36	0,17	1,32	1,58	0,32	0,75	1,09	1,50	0,27	0,30	mV
20 N	50 N	30 N	0,58	0,65	0,99	2,00	0,30	0,80	0,95	2,20	0,20	0,33	mV
40 N	50 N	10 N	0,99	0,21	2,10	1,20	0,37	1,06	0,82	1,70	0,15	0,74	mV
40 N	60 N	20 N	1,31	0,37	1,75	1,90	0,45	0,72	0,83	0,82	0,33	0,84	mV
40 N	70 N	30 N	1,16	0,43	1,80	2,20	0,73	1,11	1,02	2,26	0,32	0,79	mV

Tab. 6: Amplituden des Massetereigenreflexes (Einzelwerte) von 10 Probanden. Eine Lücke bedeutet, daß kein deutliches Signal vorhanden war, bzw. der Versuch wegen zu starker Schmerzhaftigkeit nicht durchgeführt werden konnte. Bei den beiden oberen Zeilen (Grundlast 0 N) befindet sich die Muskulatur im Zustand der Relaxation, bei den darunter folgenden Zeilen im Zustand der Willkürinnervation mit den Tonusstufen 10 N, 20 N und 40 N.

Proband			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Kraftsprung von	auf	Reiz-stärke											
0 N	20 N	20 N	0,10	0,21	0,20		0,27		0,22	0,15	0,16	0,15	mV
0 N	30 N	30 N	0,10	0,35		0,05	0,27	0,25	0,30		1,00		mV
10 N	20 N	10 N	0,16	0,29	0,45	0,17	0,22		0,45	0,19	0,37	0,49	mV
10 N	30 N	20 N	0,18	0,74	0,38	0,14	0,19	0,14		0,35	0,82	0,36	mV
20 N	30 N	10 N	0,38	0,12	0,73	0,36	0,75		1,00	0,22	0,68	0,46	mV
20 N	40 N	20 N	0,27	0,26	0,63	0,72	0,44	0,66	0,98	0,64	0,71	0,40	mV
20 N	50 N	30 N	0,44	1,00	0,43	0,91	0,41	0,80	0,86	0,97	0,53	0,39	mV
40 N	50 N	10 N	0,76	0,32	1,00	0,55	0,51	0,95	0,74	0,70	0,39	0,88	mV
40 N	60 N	20 N	1,00	0,45	0,83	0,86	0,62	0,65	0,75	0,36	0,87	1,00	mV
40 N	70 N	30 N	0,89	0,66	0,86	1,00	1,00	1,00	0,92	1,00	0,84	0,94	mV

Tab. 7: Normierte Amplituden des Massetereigenreflexes (Originalwerte Tab. 6). Der größte bei einem Probanden auftretende Wert wird mit einem Faktor multipliziert, so daß dieser die Zahl 1 erhält. Alle übrigen Werte desselben Probanden werden nun ebenfalls mit dem gleichen Faktor multipliziert.

Proband			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Kraftsprung von	auf	Reiz-stärke												
0 N	20 N	20 N	9,2	10,2	8,5		8,8		10,0	8,8	10,8	11,2	8,4	ms
0 N	30 N	30 N	8,9	9,2		9,4	8,6	11,2	10,0		9,6		7,6	ms
10 N	20 N	10 N		9,0	7,7	8,6			8,8			9,2	7,8	ms
10 N	30 N	20 N	9,2	8,4	8,2	8,0	8,6	9,4	9,0	9,5	9,5	8,5	7,8	ms
20 N	30 N	10 N	8,6	10,2	8,2	9,0	8,2		8,4		9,6	9,0	7,1	ms
20 N	40 N	20 N	9,2	8,8	8,8	9,2	8,8	12,0	8,8	9,6	9,8	9,8	7,3	ms
20 N	50 N	30 N	9,6	9,6	8,6	8,2	8,0	12,0	8,6	12,2	8,4	9,6	7,1	ms
40 N	50 N	10 N	8,8	9,6	7,2	9,0	8,4	8,6	8,6	10,0	9,5	12,4	6,8	ms
40 N	60 N	20 N	10,2	10,2	8,0	8,8	11,0	8,6	8,4	10,4	9,5	8,3	6,8	ms
40 N	70 N	30 N	9,2	9,0	8,8	8,4	12,0	15,0	12,0	9,5	8,4	9,6	7,3	ms

Tab. 8: Latenzzeit des Massetereigenreflexes (Einzelwerte der 11 Probanden). Bei kleinen Reizstärken ist öfters kein deutliches Signal vorhanden. Bei relaxiertem Muskel kann bei großen Reizstärken der Versuch wegen Schmerzhaftigkeit nicht von allen Probanden durchgeführt werden.

Probanden			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Kraftsprung		Reiz-												
von	auf	stärke												
0 N	20 N	20 N	16,4	14,6	16,3						16,8			ms
0 N	30 N	30 N	15,7			19,2	14,6							ms
10 N	20 N	10 N		14,5	13,5	19,7			16,0			15,0	16,3	ms
10 N	30 N	20 N	15,8	14,4	14,4	17,0	13,6	16,0	16,6	15,6	16,0	15,2	16,8	ms
20 N	30 N	10 N	15,2	15,5	13,0	17,8	13,0		14,5		13,6	14,4	13,0	ms
20 N	40 N	20 N	16,2	15,0	15,0	18,0	14,7	19,0	16,5	15,3	13,8	13,3	14,5	ms
20 N	50 N	30 N	17,0	17,0	13,6	16,8	15,6	18,5	15,5	18,0	14,2	15,6	15,9	ms
40 N	50 N	10 N	15,0	17,3	13,0	16,2	14,6	15,4	16,0	16,8	13,4	19,0	14,8	ms
40 N	60 N	20 N	17,2	17,5	13,6	17,2	17,0	17,6	15,5	18,5	13,0	16,3	14,8	ms
40 N	70 N	30 N	18,0	16,3	15,0	16,6	18,0	22,0	19,2	16,7	14,4	16,4	16,9	ms

Tab. 9: Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille (Einzelwerte). Bei Reizung des Muskels im relaxierten Zustand wird nur in seltenen Fällen eine reflektorische Innervationsstille beobachtet. Bei kleinen Reizstärken wird der Massetereigenreflex manchmal nicht ausgelöst.

Probanden			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Kraftsprung von	auf	Reiz-stärke											
0 N	20 N	20 N	8,0	8,0	7,0						10,4		ms
0 N	30 N	30 N	11,2			32,6	7,0		23,3				ms
10 N	20 N	10 N		9,0	7,0	15,2	16,4		9,6			13,2	ms
10 N	30 N	20 N	23,2	21,5	9,5	20,0	12,8	6,0	11,3	14,2	16,4	15,2	ms
20 N	30 N	10 N	10,0	12,0	21,2	27,6	16,0		14,1		16,8	10,4	ms
20 N	40 N	20 N	8,0	10,8	24,0	29,6	14,1	14,4	20,2	16,8	13,3	8,0	ms
20 N	50 N	30 N	11,5	15,2	28,0	23,2	17,2	18,2	27,2	19,0	13,0	13,0	ms
40 N	50 N	10 N	6,4	12,4	17,6	18,7	12,0	11,1	22,4	16,0	9,0	12,0	ms
40 N	60 N	20 N	15,0	15,2	26,4	17,2	16,0	9,6	21,2	18,2	12,8	9,5	ms
40 N	70 N	30 N	15,6	14,8	23,2	16,0	13,2	10,8	23,2	19,6	9,6	13,6	ms

Tab. 10: Dauer der reflektorischen Innervationsstille (Einzelwerte). Die Phase der verminderten Aktivität wird hierbei nicht berücksichtigt. Da im Zustand des relaxierten Muskels und bei kleinen Reizstärken nicht immer eine reflektorische Innervationsstille auftritt, fehlen einige Werte in den entsprechenden Zeilen.

Probanden 1 - 11

Reflexzeit des	7,4	8,2	8,49	8,66	8,7	8,9	9,09	9,1	9,1	9,2	9,4	ms
Masseterreflexes	± 0,26	± 0,4	± 0,28	± 0,21	± 0,4	± 1,1	± 0,26	± 0,4	± 0,6	± 0,5	± 0,6	ms
Latenzzeit der re-	15,5	13,9	15,2	16,2	17,4	18,1	16,4	15,9	15,7	14,1	16,8	ms
flektorischen Inner-	± 0,9	± 0,7	± 1,7	± 1,1	± 0,9	± 2,5	± 1,2	± 1,1	± 1,4	± 0,9	± 1,3	ms
vationsstille												
Dauer der reflek-	--	20	14,5	19	23	12	11	14	11,9	13	17,3	ms
torischen Inner-	--	± 6	± 1,8	± 5	± 7	± 4	± 4	± 3	± 2	± 2,8	± 2,1	ms
vationsstille												

Tab. 11: Individuelle Mittelwerte der 11 Probanden mit 95 %-Vertrauensbereichen geordnet nach der Größe der Latenzzeit des Massetereigenreflexes. Aufgeführt sind die Mittelwerte der Latenzzeit der Reflexantwort des Massetereigenreflexes (Einzelwerte in Tab. 8), der Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille (Einzelwerte in Tab. 9) sowie die Mittelwerte der Dauer der reflektorischen Innervationsstille (Einzelwerte in Tab. 10).

Kraftsprung von	auf	Reizstärke	Reflexzeit des Masseterreflexes	Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille	Dauer der reflektorischen Innervationsstille	Reflexamplitude
0 N	20 N	20 N	8,7 ± 0,4 ms	--	--	18 ± 5 %
0 N	30 N	30 N	8,9 ± 0,8 ms	--	--	21 ± 11 %
10 N	20 N	10 N	8,5 ± 0,7 ms	15,8 ± 2,3 ms	11 ± 4 ms	33 ± 11 %
10 N	30 N	20 N	8,7 ± 0,4 ms	15,6 ± 0,8 ms	13 ± 4 ms	37 ± 19 %
20 N	30 N	10 N	8,5 ± 0,6 ms	14,5 ± 1,2 ms	16 ± 5 ms	54 ± 25 %
20 N	40 N	20 N	9,0 ± 0,5 ms	15,6 ± 1,2 ms	16 ± 5 ms	56 ± 18 %
20 N	50 N	30 N	8,6 ± 0,7 ms	16,2 ± 1,0 ms	19 ± 4 ms	67 ± 18 %
40 N	50 N	10 N	8,5 ± 0,7 ms	15,6 ± 1,2 ms	14 ± 3 ms	67 ± 19 %
40 N	60 N	20 N	8,3 ± 0,7 ms	16,2 ± 1,2 ms	16 ± 4 ms	77 ± 16 %
40 N	70 N	30 N	8,7 ± 0,6 ms	17,3 ± 1,4 ms	16 ± 4 ms	91 ± 8 %

Tab. 12: Mittelwerte der Reflexparameter in Abhängigkeit von den Reizauslösebedingungen. Die individuellen Einzelwerte werden unter den jeweiligen Versuchsbedingungen zu Mittelwerten mit zugehörigen 95 %-Vertrauensbereichen zusammengefaßt. Aufgeführt sind die Mittelwerte der Reflexzeit des Massetereigenreflexes (Einzelwerte Tab. 8), der Amplitude des Massetereigenreflexes (Einzelwerte Tab. 7), der Latenzzeit und der Dauer der reflektorischen Innervationsstille (Einzelwerte Tab. 9 und 10).

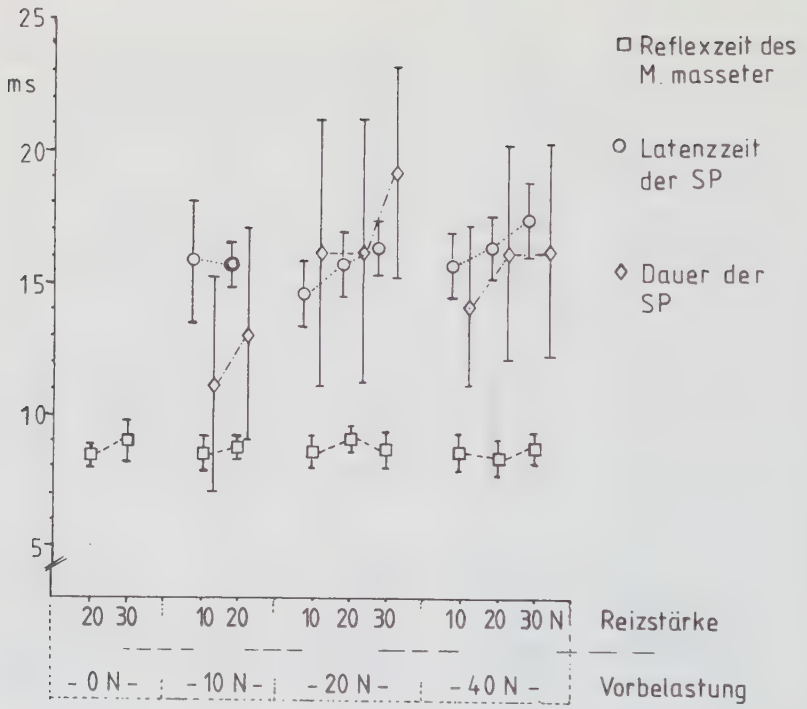

Abb. 29: Graphische Darstellung von den Reflexparametern in Abhängigkeit von Reizstärke und Muskelvorspannung (Mittelwerte mit 95 %-Vertrauensbereichen). Bei den Reflexparametern handelt es sich um die Reflexzeit des Massetereigenreflexes, die Dauer der reflektorischen Innervationsstille sowie die Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille. Die Werte sind in Tab. 12 zu finden. Da sich die 95 %-Vertrauensbereiche überlappen, sind signifikante Unterschiede der Reflexparameter in Abhängigkeit von der Stärke der Willkürinnervation und der Reizstärke nicht feststellbar (s. CAVALLI-SFORZA, 8). Lediglich bei der Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille ist ein Trend zur Verlängerung mit zunehmender Reizstärke angedeutet.

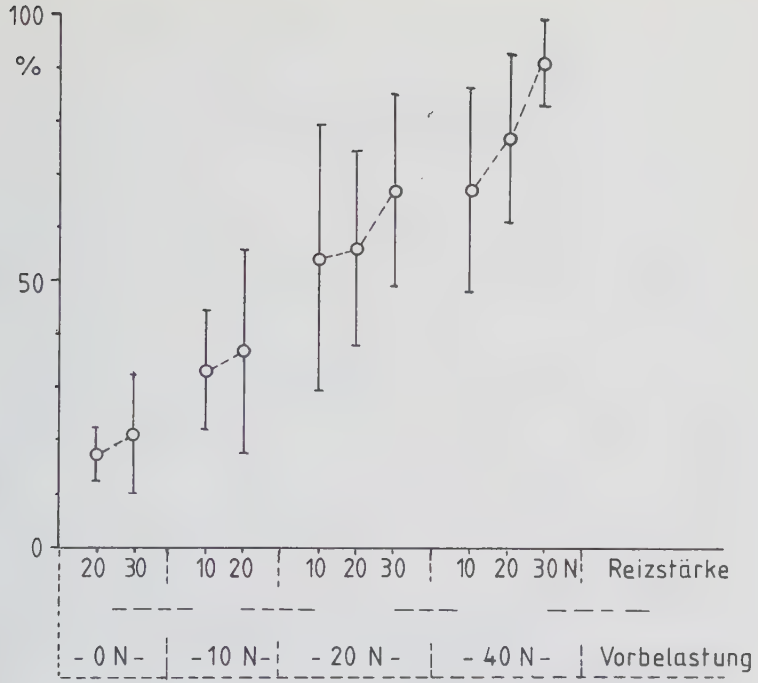

Abb. 30: Graphische Darstellung der normierten Reflexamplituden. Die Werte sind aus Tab. 12 entnommen. Neben den Mittelwerten sind auch die 95 %-Vertrauensbereiche eingezeichnet. Es ergibt sich eine deutliche Abhängigkeit der Größe der Amplitude des EMG-Signals von der Muskelvorbelastung und der Reizstärke.

	Massetereigenreflex				reflektorische Innervationsstille			
	Latenzzeit		Amplitude		Latenzzeit		Dauer	
Proband	1	2	1	2	1	2	1	2
Meßnummer der Einzelwerte								
1	9,7 ms	10,5 ms	0,75 mV	1,10 mV	19,3 ms	18,1 ms	11,8 ms	13,8 ms
2	7,5	8,8	0,40	0,76	13,6	16,2	13,2	11,5
3	9,8	8,1	0,73	0,81	16,5	13,6	10,8	13,8
4	8,0	8,1	0,51	0,65	15,0	14,8	10,2	11,4
5	9,2	9,8	0,49	0,42	17,2	16,5	10,2	13,6
6	10,0	8,1	0,45	0,64	16,6	15,0	8,4	11,6
7	9,2	7,8	0,58	0,55	15,2	13,0	9,8	13,2
8	8,5	8,2	0,49	0,60	13,5	14,5	11,1	13,8
9	8,5	7,5	0,36	1,10	13,2	13,3	12,2	18,0
10	8,2	8,8	0,47	0,95	13,5	14,2	14,5	13,4
11	8,1	7,5	0,53	0,63	14,2	13,2	13,2	13,6
12	9,1	8,2	0,48	0,35	16,5	14,6	13,8	11,6
$\bar{x} \pm$ 95 %-VB	8,8±0,5	8,4±0,6	0,52±0,09	0,71±0,16	15,4±1,2	14,7±1,0	11,6±1,2	13,3±1,6
Vergleichswert	8,8	9,2	0,47	0,36	15,2	15,0	8,0	10,8

Tab. 13: Einzel- und Mittelwerte einschließlich des zugehörigen 95 %-Vertrauensbereiches der Wiederholungsmessungen bei den Probanden 1 und 2. Aufgeführt sind wiederum die 4 Reflexparameter. Mitaufgeführt zum Vergleich sind auch die Ergebnisse der Erstmessung (Vergleichswert) aus den Tab. 8, 9 und 10.

Proband		2	3	4	6	8	9	10	11	
Reflex-parameter	Aufbiß-seite									Mittelwerte mit 95 %-Vertrauensbereichen
Reflexzeit des Masseterreflexes	links	9,0	10,0	12,4	10,9	11,7	8,8	9,3	10,1	10,3 ± 1,1 ms
	rechts	9,0	7,2	7,6	10,2	8,0	8,0	9,6	8,8	8,6 ± 0,8 ms
Amplitude der Reflexantwort	links	0,35	0,38	1,20	0,24	1,37	0,46	0,57	1,16	0,72 ± 0,37 mV
	rechts	0,32	0,77	2,35	0,83	1,68	0,62	0,95	1,10	1,08 ± 0,53 mV
Latenzzeit der refl. Innervationsstille	links	14,8	20,8	27,0	16,4	16,6	17,8	16,0	20,0	18,7 ± 3,2 ms
	rechts	16,0	16,8	13,6	18,2	15,2	14,8	16,4	14,2	15,7 ± 1,3 ms
Dauer der refl. Innervationsstille	links	13,6	34,0	8,8	9,2	13,2	24,0	13,0	16,8	16,6 ± 6,9 ms
	rechts	14,8	25,2	30,2	12,3	16,7	14,4	15,2	28,7	19,7 ± 5,8 ms

Tab. 14: Vergleich der Werte von Latenzzeit und Amplitude der Reflexantwort des Massetereigenreflexes sowie der Latenzzeit und der Dauer der reflektorischen Innervationsstille bei ipsi- und kontralateraler Belastungsseite. "Aufbißseite links" bedeutet, daß die Hebel des Reizgerätes im linken Eckzahnbereich lokalisiert werden. Entsprechendes gilt für "Aufbißseite rechts". Die Ableitung der EMG-Signale wurden in beiden Fällen am rechten M. masseter vorgenommen. Die Messungen wurden bei einer Muskelvorspannung von 20 N und einer Reizstärke von 25 N durchgeführt. Neben den Einzelwerten sind auch die Mittelwerte mit den zugehörigen 95 %-Vertrauensbereichen aufgeführt.

6. DISKUSSION

In der zahnärztlich-wissenschaftlichen Literatur über die Analyse der reflektorischen Aktivität der Kaumuskulatur werden unterschiedliche Untersuchungstechniken angegeben. Dies gilt sowohl für die Speicherungs- und Aufzeichnungsgeräte der elektromyographischen Signale, wie auf Seite 22 ff dargelegt wird, als auch für die Versuchsbedingungen wie z. B. die Verwendung besonderer Filter und für die Art der Reflexauslösung.

Als Aufzeichnungsgerät verwenden wir ein Oszilloskop mit digitalem Speicher in Verbindung mit einem Mehrkanalschreiber (s.S. 22 ff). Mechanische Direktschreiber, wie sie z. B. von AHLGREN (1) und WIDMALM et al. (55 - 58) benutzt werden, reichen nach unseren Erfahrungen nicht aus, das EMG-Signal fehlerfrei zu übertragen, wie auf Seite 40 dargelegt wird.

Ein wesentlicher Vorteil des von uns verwendeten Meßaufbaus liegt darin, den Einfluß von Frequenzbeschneidungen untersuchen zu können. Da die Angaben in der wissenschaftlichen Literatur über die Übertragungsbandbreite in den meisten Fällen divergieren, bzw. gänzlich fehlen, haben wir uns in einleitenden Untersuchungen auf Seite 27 ff der Frage zugewandt, welche Art der Filterung notwendig ist, um einerseits eine fehlerfreie Aufzeichnung der EMG-Aktivitäten sicherzustellen, andererseits aber auch Störsignale auszuschalten.

Unseren Messungen zufolge reicht eine Übertragungsbandbreite von 5 Hz bis 2 kHz aus, um ein EMG-Signal der Reflexaktivität weitgehend fehlerfrei zu übertragen (s.S. 40). Auf diese Weise lassen sich hoch- und niederfrequente Störungen ausschalten. So entsteht z. B. bei einer Kontraktion der Kaumuskulatur eine kleine Bewegung der Elektroden auf der Haut sowie der Haut über den darunter liegenden Muskeln. Dabei treten Bewegungspotentiale mit niedriger Frequenz auf, deren Amplitude exponentiell mit steigender Frequenz zurückgeht (ZIPP, 62). Bei einer Beschneidung des EMG-Signals unterhalb 5 Hz werden diese Bewegungspotentiale weitestgehend unterdrückt.

Eine zusätzliche Frequenzbegrenzung, wie sie z. B. WIDMALM et al.

(55 - 58) unterhalb 20 Hz vorgenommen haben, kann nach unseren Untersuchungen zu Signalverformungen und Verfälschungen der Meßergebnisse führen (s.S. 37).

Da wir die Messungen mit Hautelektroden durchgeführt haben, gelten diese Ergebnisse nur für diese Art von Elektroden. Bei Verwendung von Nadelelektroden gibt LUDIN (35) eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz bis 10 kHz an. Ein Grund für diese größere Bandbreite ist darin zu sehen, daß infolge der größeren Nähe zum Muskel (Signalquelle) das EMG-Signal durch andere Gewebestrukturen (z. B. Bindegewebe) nicht so stark gefiltert wird.

Bei unseren Untersuchungen zur Frage der verzerrungsfreien Reflexaufzeichnung wird die Tatsache ausgenutzt, daß beim schnellen Zusammenbeissen nach dem Zahnkontakt eine kurzzeitige reflektorische Innervationsstille (sog. "silent period") eintritt (s. S. 17). Als Meßwerte werden die Dauer der silent period sowie die letzte Kontraktionsamplitude vor Beginn der reflektorischen Ruhepause gewählt (s.S. 13). Als Vergleichsgröße dient jeweils das ungefilterte EMG-Signal.

Wie aus den Ergebnissen in den Tabellen 2 - 5 hervorgeht, nimmt die Verzerrung und Verfälschung des EMG-Signals mit zunehmender Beschneidung des oberen sowie des unteren Frequenzbereiches zu. Dabei tritt bei ungenügender unterer Grenzfrequenz eine Signalverzerrung auf, während bei ungenügender oberer Grenzfrequenz die Wegfilterung kleinerer Ausschläge auffällt.

Die Abweichungen zwischen gefiltertem und ungefiltertem EMG-Signal werden dabei in Prozentzahlen ausgedrückt (s. Tab. 2 - 5). Sie haben jedoch nur orientierenden Charakter, da diese Werte sehr stark von der Größe des gemessenen Wertes abhängen. So kann z. B. eine kleine Verfälschung bei einer kleinen Meßgröße eine große prozentuale Abweichung vortäuschen.

Aus unseren Untersuchungen wird deutlich, daß beim Vergleich der Meßergebnisse der jeweiligen Autoren der Frequenzübertragungsbereich mit berücksichtigt werden sollte. Möglicherweise sind die stark divergierenden

Angaben über die Reflexparameter der Kaumuskulatur, wie in Tabelle 1 auf Seite 19 aufgeführt, unter anderem auf die unterschiedlichen Aufzeichnungstechniken und hier wiederum auf unterschiedliche Frequenzbeschneidungen zurückzuführen. Eine Standardisierung wäre dringend erforderlich und wünschenswert, wobei wir als Ergebnis unserer Untersuchungen eine Obertragungsbandbreite zwischen 5 Hz und 2 kHz empfehlen.

Das von uns in den Voruntersuchungen eingesetzte 50-Hz Sperrfilter verändert das EMG-Signal so stark, daß wir auf dieses Hilfsmittel verzichtet haben (s.S. 39).

Die durchschnittliche Dauer der reflektorischen Innervationsstille von 15,4 ms und einer Standardabweichung von 3,5 ms bei einer Obertragungsbandbreite von 5 Hz bis 2 kHz ist mit den Ergebnissen von AHLGREN (1) verträglich, der einen Mittelwert von 15,3 ms und eine Standardabweichung von 3,8 ms ermittelt hat. GRIFFIN et al. (21) geben, - allerdings bei Messungen mit anderen Geräten -, für die Dauer der reflektorischen Innervationsstille einen Durchschnittswert von 13 ms an. WIDMALM et al. (55 - 58) nennen einen Wert von 9,5 ms, wobei jedoch die Phase der verminderten Aktivität (sog. "depressed activity = DA") gesondert ausgewertet wird (Definition der DA-Phase s.S. 13).

Neben der Standardisierung der Meßtechnik sollte, wie WIDMALM et al. (55 - 58) und GILLINGS et al. (14) fordern, auch eine Standardisierung der Reflexauslösebedingungen angestrebt werden.

Als besonderer Vorteil der Lastzange gegenüber der üblichen Methode der Reflexauslösung mit Hilfe eines Reflexhammers erweist sich die Möglichkeit der stufenlosen Einstellung der Reizstärke sowie der Vortonisierung der Kaumuskulatur im Gesamtbereich von 0 bis 90 N. Somit sind Untersuchungen sowohl beim relaxierten, als auch beim tonisierten Muskel möglich.

Ein weiterer Vorteil könnte in der Verwendung eines digitalen Zwischenspeichers gesehen werden, da dabei die Möglichkeiten einer großen Obertragungsbandbreite, einer groben Kontrolle des Signals unmittelbar anschließend an den Versuch sowie einer größeren Auswertegenauigkeit durch

Dehnung des Ausschriebes gegeben sind. Als nachteilig hat sich demgegenüber der relativ kleine Speicher des Oszilloskops erwiesen, wodurch die Aufzeichnungsdauer und die Auflösung begrenzt wird (s. Fehlerbetrachtung S. 78).

Die Reflexaktivität des Massetereigenreflexes ist bei einer Vortonisierung von 20 N sowie einer Reizstärke von 20 N besonders deutlich. Bei stärkeren Reizen konnten Schmerzen auftreten. Bei geringen Reizstärken bzw. bei fehlender Vortonisierung war teilweise keine Reflexauslösung möglich. Diese Beobachtungen fügen sich in die bisherigen Untersuchungen ein, da nach STRUPPLER (50) die Reflexuntersuchungen beim vortonisierten Muskel genauere und deutlichere Ergebnisse liefern als bei relaxiertem Muskel.

Als Reflexparameter haben wir die Latenzzeit und die Amplitude des Eigenreflexes sowie die Latenzzeit und die Dauer der reflektorischen Innervationsstille bei 11 Probanden gewählt und ihre Abhängigkeit von den Reflexauslösebedingungen "Reizstärke" und "Vortonisierung" untersucht.

Beim vorliegenden Probandengut liegen die Latenzzeiten des Massetereigenreflexes zwischen 7 und 10 ms (s.S. 65). Sie sind mit jenen von GOODWILL (18) vergleichbar, der eine durchschnittliche Reflexzeit von 8,4 ms bei einer Standardabweichung von 1,0 ms angegeben hat. Kürzere Reflexzeiten, wie sie z. B. WIDMALM et al. (55 - 58) mit durchschnittlich 6,3 ms gemessen haben, können wir durch eigene Messungen nicht bestätigen.

Teilweise wird auch eine Verlängerung der Reflexzeit beobachtet. Dies trifft vor allem für die Reflexauslösung bei relaxiertem Muskel sowie bei hoher Reizstärke (30 N) und starker Vortonisierung (40 N) zu, wie aus Tabelle 8 zu entnehmen ist. Wir vermuten, daß bei kleiner Reizstärke und relaxiertem Muskel der Schwellenwert zur Auslösung des Eigenreflexes nicht, bzw. nur verzögert erreicht wird (s. auch STRUPPLER, 50; und SOMMER, 46). Bei großen Belastungen könnte die Verlängerung durch Schmerzreaktionen bedingt sein, wie auf Seite 57 hervorgehoben wird (vgl. auch GODAUX & DESMEDT, 16).

Die Beziehung zwischen der Latenzzeit des Massetereigenreflexes und den Reflexauslösebedingungen ist in Abb. 29 graphisch dargestellt. Aus ihr geht keine Abhängigkeit hervor. Ebensowenig können wir die von WIDMALM et al. (55 - 58) angegebene Verkürzung der Latenzzeit der Reflexantwort von 6,3 ms beim relaxierten Muskel auf 5,8 ms beim vortonisierten Muskel mit dem hier verwandten Aufbau bestätigen. Sie führen die angegebene Verkürzung auf eine zusätzliche Bahnung zurück, wodurch die Summationszeit bis zum Erreichen der Membranpotentialschwelle verkürzt wird (vgl. Jendrasekscher Handgriff).

Aufgrund unserer eigenen Untersuchungen sind wir der Ansicht, daß eine Unterscheidung von Differenzbeträgen von 0,5 ms wie WIDMALM et al. (55 - 58) sie angeben, von den apparativen Möglichkeiten her kaum durchführbar ist.

Selbst mit optimierten Untersuchungstechniken ist es uns nicht gelungen, den Gesamtfehler auf einen Wert kleiner als 1 ms zu verringern, der sich aus einem apparativen Fehler von 0,4 ms (s.S. 47), einem sich aus der Kalibrierung ergebenden Fehler von 0,3 ms (s.S. 45) und einem Auswertefehler von 0,4 ms zusammensetzt. Es sei jedoch betont, daß der Gesamtfehler durch Verwendung eines größeren Speichers und direkte Kraftschreibung auf ca. 0,5 ms verkleinert werden kann.

AHLGREN (1) gibt ebenfalls einen Wert von 1 ms an.
GRIFFIN et al. (21, 22) schätzen den Gesamtfehler ihrer Meßanlage auf 1 - 2 ms. WIDMALM et al. (55 - 58) geben ihn beim Eigenreflex mit kleiner als 1 ms, bei der reflektorischen Innervationsstille mit 2,2 ms an.

Weiterhin ist zu berücksichtigen, daß die Reflexzeit als biologische Größe nicht konstant ist, sondern Schwankungen unterworfen ist, die entsprechend dem Hinweis von STRUPPLER (50) trotz gleicher Versuchsbedingungen bei ein und derselben Person bis zu 1 ms betragen können.

Als weitere Fehlermöglichkeit ist die Schwierigkeit der genauen Bestimmung von Beginn und Ende sowohl der reflektorischen Kontraktion, als auch der reflektorischen Innervationsstille zu nennen, wobei unterschiedliche Meßpunktdefinitionen die Werte einzelner Autoren divergieren lassen.

Im Interesse einer besseren Übereinstimmung und Vergleichbarkeit der Ergebnisse haben wir die Meßpunkte von WIDMALM et al. (55 - 58) übernommen (s.S. 13).

Wir halten es aber bei zukünftigen Untersuchungen für notwendig, sich auf physikalisch genau definierte Werte, wie z. B. bestimmte Pegel zu einigen, wie sie beispielsweise AHLGREN (1) vorschlägt. Dies wird aus folgendem sichtbar: In Abb. 25 ist der Beginn der Reflexantwort infolge Amplitudenumkehr genau bestimmbar, dagegen zeigt Abb. 29 ein Beispiel, wo dies nicht der Fall ist. Hier ist nur ein schnelleres Ansteigen des Amplitudenverlaufs erkennbar, die Reflexantwort könnte sowohl in Punkt 1, 2 oder 3 beginnen.

Die Reflexamplitude (Abb. 30) steigt sowohl mit der Grundkraft, als auch mit der Reizstärke an. Die Ergebnisse finden sich in den Tabellen 6 und 7. Ein Okklusionseffekt konnte in diesem Meßbereich nicht beobachtet werden. Die Erhöhung der Kontraktionsamplitude kommt durch vermehrte simultane Aktivierung motorischer Einheiten zustande, die zum einen auf einer Verstärkung des Bahnungseffektes infolge vermehrter Willkürinnervation, zum anderen auf den verstärkten Impulseinstrom aus den Muskelspindeln durch die Erhöhung der Reizkraft zurückzuführen ist.

Die Latenzzeiten der reflektorischen Innervationsstille unter den jeweiligen Reflexauslösebedingungen sind in Tabelle 9 zusammengestellt. Sie sind mit Werten zwischen 13 und 19 ms gegenüber jenen von WIDMALM et al. (55 - 58) erhöht, die einen Durchschnittswert von 12,2 ms angeben. Die Verlängerung ist unseres Erachtens darauf zurückzuführen, daß die Kraftanstiegsgeschwindigkeit unseres Reizgerätes um das mehr als 100-fache langsamer ist gegenüber dem nadelförmigen Kraftimpuls beim Schlag mit dem Reflexhammer, so daß auch die Zeit bis zum Erreichen der Reizschwellenstärke entsprechend verlängert ist. Dies ist u. E. auch der Grund für die im Vergleich zu WIDMALM et al. (55 - 58) verlängerten Reflexzeiten des Masseterreflexes. Abb. 30 zeigt, daß die Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille zwar mit zunehmender Reizstärke ansteigt, die Größe des Anstiegs ist jedoch so gering, daß keine Signifikanz besteht.

Die Dauer der reflektorischen Innervationsstille unterliegt einer auf-

fallend großen Streuung. Die Werte streuen zwischen 7 und 23 ms (Durchschnitt 15,6 ms, vgl. Tab. 10). Sie entsprechen den Werten vieler anderer Autoren (BRATZLAVSKY, 3; HANNAM et al., 24; WIDMALM et al., 55 - 58; YEMM et al., 60; YU et al., 61), wie aus Tab. 1 hervorgeht.

WIDMALM et al. (55 - 58) haben bei ihren Messungen ebenfalls eine große Streuung festgestellt. Um diese zu verringern, haben sie die Ruhephase differenziert und eine Phase der "depressed activity" (DA) (s. S. 13) eingeführt und gesondert ausgemessen. Für die Ruhephase ohne DA-Phase geben sie Werte von 17,5 ms $\pm$ 21 %, für die Ruhephase mit verminderter Aktivität dagegen 23,4 ms $\pm$ 30 % an.

Bei den vorliegenden Auswertungen haben wir auf eine Unterscheidung zwischen einer relativen und absoluten Innervationsstille verzichtet und in Analogie zu AHLGREN (1) das Ende der Silent Period bei einer sicher erkennbaren Signalgröße (rund 150 µV) festgelegt. Dieses Verfahren ist auch bei klinischen Untersuchungen in der Neurologie üblich (mündliche Auskunft).

Wir haben uns zu einem derartigen Vorgehen entschlossen, weil WIDMALM et al. (55 - 58) als einzige Autoren eine DA-Phase beschreiben, jedoch weder eine genaue Definition, noch eine neurophysiologische Erklärung für deren Zustandekommen geben. Ein weiterer Grund, weswegen wir auf eine gesonderte Auswertung der DA-Phase verzichtet haben, ist der, daß zur Erfassung dieser Signalgröße die Empfindlichkeit des Gerätes so groß gewählt werden muß, daß andererseits die Gefahr der Übersteuerung und Begrenzung besteht (vgl. Abb. 27 gegenüber Abb. 28). Auch hier könnte ein größerer Speicher Abhilfe schaffen.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Beurteilung der Frage, inwieweit die Standardisierung und Konstanthaltung der Reflexauslösebedingungen während einer Meßserie sich auf die Streuung der Meßwerte auswirkt. Wie aus Tab. 13 zu ersehen ist, streuen die in Form von Einzel- und Mittelwerten dargestellten Meßergebnisse der 4 Reflexparameter in einem geringeren Bereich als beim interindividuellen Vergleich. Dies gilt insbesondere für die Dauer der reflektorischen Innervationsstille. Trotzdem ist die Streuung immer noch recht groß und entspricht im großen und ganzen

den Werten in Tab. 12.

Die auch von anderen Autoren festgestellte Variabilität der Reflexparameter wurde auch von uns beobachtet. Sie läßt sich nur in minimalem Umfang von den technischen Möglichkeiten zur Konstanthaltung der Reflexauslösebedingungen im Sinne einer Verringerung der Streuung beeinflussen.

Man muß demnach annehmen, daß korticale und subkorticale Steuerungsmechanismen bei der Ausprägung der Reflexerscheinungen eine größere Rolle spielen, die sich durch unsere Meßanlage nicht, bzw. nur zu einem geringen Teil beeinflussen lassen. Dies trifft insbesondere für die Länge der postreflektorischen Innervationsstille zu.

Bei kontralateraler Krafteinwirkung (Tab. 14) ist die Verlängerung sowohl der Reflexzeit, wie der Latenzzeit der reflektorischen Innervationsstille wahrscheinlich darauf zurückzuführen, daß eine Torsion im Bandapparat des Kiefergelenkes und somit eine Kippung des Unterkiefers eintritt. Dadurch erreicht der Kraftanstieg seine Reizschwellenstärke zur Auslösung des Massetereigenreflexes nur zeitlich verzögert und auch nicht in voller Stärke. Letzteres macht sich in der Weise bemerkbar, daß die Reflexamplitude bei kontralateraler Reizung kleiner ist als bei ipsilateraler.

Die Reflexparameter bei ipsilateraler Position stimmen weitgehend mit den Werten bei zentrischer, d. h. bei Auslösung an den mittleren Schneidezähnen überein (vgl. Tab. 12 und 14). Geringfügige Seitenabweichungen von der zentrischen Reflexauslöseposition fallen nach vorliegenden Untersuchungsergebnissen nicht ins Gewicht. Andererseits ergibt sich aus den Untersuchungsergebnissen die Notwendigkeit, den Krafteinwirkungsort während der Reflexuntersuchungen konstant zu halten.

Die Unterschiede zwischen ipsilateraler und kontralateraler Reflexauslösung traten bei den 4 Reflexparametern individuell verschieden stark in Erscheinung, d. h. die beobachteten Verlängerungen, bzw. Verkürzungen traten nur in den wenigsten Fällen kombiniert auf.

Aus der Graphik auf Seite 70 geht hervor, daß die Dauer der Silent

Period weder von der Stärke der Reflexantwort, noch von der Reizstärke bzw. der Vorspannung der Kaumuskulatur abhängt.

Die "Silent Period", die beim Klappervorgang bzw. beim kraftvollen Zahnreihenschluß beobachtet wird und die uns zur Analyse der Filtereinflüsse auf das Aktivitätsbild diente, wie auf Seite 28 ff beschrieben, muß u.E. von jener unterschieden werden, die im Anschluß an die reflektorische Kontraktion nach Auslösung des Masseterreflexes auftritt, obwohl die Werte hinsichtlich der Dauer der SP übereinstimmen.

Bei letzterem handelt es sich zweifellos um eine sog. postreflektorische Innervationsstille, die entsprechend den Ausführungen von STRUPPLER (50) rein muskulär bedingt ist als Folge des kurzzeitigen Sistierens der Spindelafferenzen nach erfolgter Kontraktion.

Bei Auslösung des Masseterreflexes mit Hilfe des Reflexhammers werden nicht nur die Muskelspindeln gedehnt als adäquater Reiz für die Reflexauslösung, sondern gleichzeitig auch Pressorezeptoren der Haut über der Kinnspitze gereizt, die hemmende Impulse an die Motoneurone abgeben. Damit wird deutlich, daß bei der Ausbildung der reflektorischen Innervationsstille eigen-, wie auch fremdreflektorische Einflüsse eine Rolle spielen.

Bei Auslösung des Masseterreflexes mit Hilfe der von uns verwendeten Lastzange werden infolge der Belastung der OK- und UK-Frontzähne ebenfalls parodontale Pressorezeptoren gereizt. Es wird also auch bei unserer Versuchsanordnung ein Eigen- wie auch ein Fremdreflex ausgelöst. Die Latenzzeit für die Auslösung des Fremdreflexes über parodontale Fasern wird von SESSLE & SCHMITT (46) mit Werten zwischen 13 und 17 ms angegeben. Es ist daher nicht auszuschließen, daß sich beide Reflexarten bei der Ausbildung der SP überlagern.

Aufgrund unserer Ergebnisse muß bei künftigen Untersuchungen das Reflexverhalten der Kaumuskulatur und hier wiederum insbesondere im Hinblick auf die reflektorische Innervationsstille auch von der Versuchskonzeption her eine genaue Unterscheidung zwischen eigen- und fremdreflektorischen Reflexauslösebedingungen getroffen werden.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wird die Reflexaktivität des M. masseter unter standardisierten Reflexauslösebedingungen untersucht. Zur Reflexauslösung dient eine Lastzange, zum Speichern und Ausschreiben wird ein Oszilloskop mit digitalem Zwischenspeicher verwendet.

Zunächst wird die Frage untersucht, welchen Einfluß die Übertragungsbandbreite des Aufnahmegerätes auf die Wiedergabetreue der Aktivitätsaufzeichnungen hat. Nach vorliegenden Untersuchungen sollte sie mindestens 5 Hz bis 2 kHz betragen. Der Frequenzgang der meisten mechanischen Schreiber mit einer oberen Grenzfrequenz von rund 1 kHz ist dagegen zu gering. Ein Abschneiden der unteren Grenzfrequenz sowie das selektive Ausfiltern von Störfrequenzen verfälschen ebenfalls das EMG-Signal.

Mit Hilfe der von uns kontruierten Lastzange ist es möglich, sowohl die Reizstärke, wie auch die Muskelvorspannung, bei der die Reflexauslösung erfolgt, frei zu variieren und während des Versuchsablaufes konstant zu halten. Dies ist als Vorteil gegenüber der herkömmlichen Methode der Reflexauslösung mit Hilfe eines Reflexhammers anzusehen.

Der Masseterreflex wird bei den Muskeltonusstufen 0, 10, 20 und 40 N untersucht sowie bei den Reizstärken 10, 20 und 30 N.

Die Reflexparameter - Latenzzeit des Masseterreflexes, Höhe der reflektorischen Kontraktionsamplitude sowie Latenzzeit und Dauer der postreflektorischen Innervationsstille - lassen sich nach unseren Erfahrungen mit der Lastzange am günstigsten bei einer Muskelvorspannung von 20 N und einer Reizstärke von ebenfalls 20 N untersuchen.

Eine Abhängigkeit der Reflexparameter von den Reflexauslösebedingungen konnte nur für die reflektorische Kontraktionsamplitude nachgewiesen werden, und zwar in der Weise, daß mit steigendem Muskeltonus und größer werdender Reizstärke die Reflexamplitude ebenfalls größer wird. Für alle übrigen Parameter ergibt sich kein Zusammenhang.

Der Ort der Krafteinwirkung zur Auslösung des Masseterreflexes darf nach vorliegenden Untersuchungen während des Versuchsablaufs nicht verändert werden.Mit Hilfe der durch die Lastzange erreichten Standardisierung und Konstanthaltung der Reflexauslösebedingungen läßt sich zeigen, daß zentralmotorische Einflüsse für die Variabilität des Reflexgeschehens wesentlich verantwortlich sind.

Für die Entstehung der postreflektorischen Innervationsstille ist es notwendig, eine Unterscheidung zwischen einer monosynaptischen und einer polysynaptischen Form zu treffen. Letztere ist fremdreflektorischer, erstere eigenreflektorischer Natur.

Zur weiteren Erforschung der reflektorischen Innervationsstille als polysynaptischem Hemmreflex und muskulär bedingter Innervationsstille müssen Versuchsanordnungen konzipiert werden, die eine Trennung der einzelnen Reflexarten ermöglichen. Erst unter diesen Voraussetzungen lassen sich Fremdeinflüsse aus Mundhöhle und Kiefergelenk, wie z. B. bei myoarthropathischen Funktionsstörungen, auf das Aktivitätsverhalten der Kaumuskulatur exakt analysieren.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. AHLGREN, J.: The silent period in the EMG of the jaw muscles during mastication, and its relationship to tooth contact.
Acta Odont. Scand. 27, 219 - 227 (1969)

2. BESSETTE, R., BISHOP, B. and MOHL, N.: Duration of masseteric silent period in patients with TMJ-Syndrome.
Journal of Applied Physiology 30, 864 - 869 (1971)

3. BRATZLAVSKY, M.: Pauses in the activity of human jaw closing muscle.
Experimental Neurology 36, 160 - 165 (1972)

4. BRECHT, K.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie Kap. 12 Muskelphysiologie
Hrsg.: KEIDEL, W.D.
Thieme Verlag Stgt. - 4. Aufl. 1975

5. BRENMANN, H. S., BLACK, M. A. and COSLET, J. G.: Interrelationship between the electromyographic silent period and dental occlusion.
J. dent. Res. 47, 502 (1968)

6. BROSER, F., HOPF, H. C., HUFSCHMIDT, H. J.: Die Ausbreitung des Trigeminusreflexes beim Menschen.
Dtsch. Z. Nervenheilkunde 186, 149 - 161 (1964)

7. CASPERS, H.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie Kap. 12 Zentralnervensystem
Hrsg. KEIDEL, W.D.
Thieme Verlag Stgt. - 4. Aufl. 1975

8. CAVALLI-SFORZA, L.: Biometrie, Grundzüge biologisch-medizinischer Statistik.
Gustav Fischer Verlag Stgt. - 5. Aufl. 1980

9. CORBIN, K. B. and HARRISON, F.: Function of the mesencephalic root of fifth cranial nerve.
J. Neurophysiol. 3, 423 - 435 (1940)

10. D'HOEDT, B.: Eine miniaturisierte Biofeedback-Meldeeinrichtung für Parafunktionen der Kaumuskulatur.
Inaug. Diss. Tbg. 1978

11. FENEIS, H.: Anatomisches Bildwörterbuch
Thieme Verlag Stgt. - 3. Auflage 1972

12. FUCHS, P.: Über die Relation zwischen Kaumuskelkraft und Elektromyogramm.
Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 863 - 870 (1969)

13. FUJII, H. and MITANI, H.: Reflex responses of the masseter and temporal muscles in man.
J. dent. Res. 52, 1046 - 1050 (1973)

14. GILLINGS, B. R. D. and KLINEBERG, I. J.: Latency and inhibition of the human masticatory muscles following stimuli.
J. dent. Res. 54, 269 - 279 (1975)

15. GODAUX, E. G. and DESMEDT, J. E.: Human masseter muscle: H- and tendon reflexes.
Archives or Neurology 32, 229 - 234 (1975)

16. GODAUX, E. G. and DESMEDT, J. E.: Exteroceptive suppression and motor control of the masseter and temporalis muscles in man.
Brain Research 85, 447 - 458 (1975)

17. GOLDBERG, L. J.: Masseter muscle exitation induced by stimulation of periodontal and gingival receptors in man.
Brain Research 32, 369 - 381 (1971)

18. GOODWILL, C. J.: The normal jaw reflexes, measurement of the action potential in the masseter muscles. Ann. phys. Med. 9, 183 - 188 (1968)

19. GOODWILL, C. J. and O'TUAMA, L.: Electromyographic recording of the jaw reflex in multiple sclerosis. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 32, 6 - 10 (1969)

20. GRIFFIN, C. J.: The fine structure of end rings in human periodontal ligament. Arch. oral Biol. 17, 785 - 797 (1972)

21. GRIFFIN, C. J. and MUNRO, R. R.: Electromyography of the jaw closing muscles in the open-close-clench cycle in man. Arch. oral Biol. 14, 141 - 149 (1969)

22. GRIFFIN, C. J. and MUNRO, R. R.: Electromyography of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular dysfunction. Arch. oral Biol. 16, 929 - 945 (1971)

23. HAASE, J., CLEVELAND, S. and ROSS, H. G.: Problems of postsynaptic autogenous and recurrent inhibition in the mammalian spinal cord. Rev. Physiol. Biochem. Pharmacol. 1976, 73 - 129

24. HANNAM, A. G., MATTHEWS, B. and YEMM, R.: Changes in the activity of the masseter muscle following tooth contact in man. Arch. oral Biol. 14, 1401 - 1406 (1969)

25. HOFFMANN, P.: Beiträge zur Kenntnis der menschlichen Reflexe mit besonderer Berücksichtigung der elektrischen Erscheinungen. Arch. Anat. Physiol. 1910, 223 - 246

26. HOFFMANN, P., TOENNIES, J. F.: Nachweis des völlig konstanten Vorkommens des Zungen-Kieferreflexes beim Menschen. Pflügers Arch. ges.Physiol. 250, 103 - 108 (1948)

27. HUFSCHMIDT, H. J. and SPULER, H.: Mono- and polysynaptic reflexes of the trigeminal muscles in human beings. Jornal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 25, 332 - 335 (1962)

28. HUGELIN, A. and BONVALLET, M.: Etude electrophysiologique d'un reflexe monosynaptic trigeminal. C. r. hebd. Senc. Soc. Biol. Paris 150, 2067 (1956)

29. JERGE, C. J.: Organisation and function of the trigeminal mesencephalic nucleus. J. Neurophysiol. 26, 379 - 392 (1963 a)

30. JERGE, C. J.: The function of the nucleus supratrigeminalis. J. Neurophysiol. 26, 393 - 402 (1963 b)

31. JERGE, C. J.: The neurologic mechanism underlying cyclical jaw movements. J. prosth. Dent. 14, 667 - 681 (1964)

32. KIDOKORO, Y., KUBOTA, K., SHUTO, S. and SUMINO, R.: Reflex organisation of cat masticatory muscles. J. Neurophysiol. 31, 695 - 708 (1968 a)

33. KÖNIG, M., MARKL, M., LUKAS, D., SCHULTE, W.: Verfahren und Gerät zur verankerungsfreien objektiven Bestimmung der Zahnlockerung. Biomedizinische Technik Band 3 Ergänzungsband S. 211 (1978)

34. KUGELBERG, E.: Facial reflexes. Brain 75, 385 - 396 (1952)

35. LUDIN, H. P.: Das normale Elektromyogramm.
in: Elektromyographie
Hrsg.: H. C. HOPF und A. STRUPPLER
Thieme Verlag Stgt. 1974

36. MATTHEWS, B., SEARLE, B. M.: Exitation of peripheral Nerves by Direct Cooling.
Journal of Physiology 203, 25 (1969)

37. MATTHEWS, B. and YEMM, R.: A silent period in the masseter electromyogramm following tooth contact in subjects wearing full dentures.
Arch. oral Biol. 15, 531 - 535 (1970)

38. MATTHEWS, B. HANNAM, A. G. and YEMM, R.: The role of muscle spindles in the response of the masseter muscle to tooth contact.
J. dent. Res. 48, 1131 (1969)

39. MATTHEWS, P. B. C.: Mammalian Muscle Receptors and Their Central Actions.
Hrsg.: EDWARD ARNOLD - London 1972

40. MEIER-EWERT, K., GLEITSMANN, K. and REITER, F.: Acoustic jaw reflex in man: its relationship to other brainstem and microreflexes.
Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 36, 629 - 637 (1974)

41. MUNRO, R. R. and GRIFFIN, C. J.: Analysis of the electromyography of the masseter muscle and the anterior part of the temporalis muscle in the open-close-clench cycle in man.
Arch. oral Biol. 15, 827 - 844 (1970)

42. MUNRO, R. R. and GRIFFIN, C. J.: Electromyography of the jaw jerk recorded from the masseter and anterior temporalis muscles in man.
Arch. oral Biol. 16, 59 - 69 (1972)

43. MÜHLBRADT, L.: Grundzüge der Neurophysiologie des Kauorgans.
Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 282 - 290 (1976)

44. REIKE, N.: Die verfeinerte Trigeminus Diagnostik.
Med. Welt 31, 465 - 469 (1980)

45. SCHARF, J. H.: Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen.
Vierter Band: Nervensystem
Dritter Teil: Sensible Ganglien
Springer Verlag 1958

46. SESSLE, B. J. and SCHMITT, A.: Effects of controlled tooth stimulation on jaw muscle activity in man.
Arch. oral Biol. 17, 1597 - 1607 (1972)

47. SHERRINGTON, C. S.: Reflexes elicitable in the cat from pinnae, vibrissae and jaws.
J. Physiol. 51, 404 - 431 (1917)

48. SOMMER, J.: Der Entlastungsreflex des menschlichen Muskels.
Dtsch. Z. Nervenheilkunde 150, 83 - 92 (1939)

49. STRUPPLER, A.: EMG-Studie über den Masseter-Reflex beim infektiösen Tetanus des Menschen.
Med. Mschr. 13, 642 - 644 (1959)

50. STRUPPLER, A.: Elektromyographie der zentralen Innervationsstörungen.
in: Elektromyographie
Hrsg.: H. C. HOPF und A. STRUPPLER
Thieme Verlag Stgt. 1974

51. SZENTAGOTHAI, J.: Anatomical consideration of monosynaptic reflex arcs.
Journal of Neurophysiology 11, 445 - 454 (1948)

52. TORVIK, A.: Afferent connections to the sensory trigeminal nuclei, the nucleus of the solitary tract and adjacent structures.
J. Comp. Neurol. 106, 51 - 141 (1956)

53. VDE 0750: Bestimmungen für elektromedizinische Geräte.
Beuth-Vertrieb GmbH, Köln 1968

54. VOSS HERRLINGER: Taschenbuch der Anatomie III
Gustav Fischer Verlag - 14.Aufl. 1973

55. WIDMALM, S. E.: The Silent Period in the masseter muscle of patients with TMJ-dysfunktion.
Acta Odont. Scand. 34, 43 - 52 (1976)

56. WIDMALM, S. E. and HEDEGARD, B.: An apparatus for the synchronus registration of EMG activity in jaw muscles and of vibrations in the masticatory system.
Journal of Oral Rehabilitation 1, 183 - 190 (1974)

57. WIDMALM, S. E. and HEDEGARD, B.: Reflex activity in the masseter muscle of young individuals I.
Journal of Oral Rehabilitations 3, 41 - 55 (1967)

58. WIDMALM, S. E. and HEDEGARD, B.: Reflex activity in the masseter muscle of young individuals II.
Journal of Oral Rehabilitations 3, 167 - 180 (1976)

59. YEMM, R.: The response of the masseter and temporal muscles of oral mucosus membrane in man.
Arch. oral Biol. 17, 23 - 33 (1972)

60. YEMM, R., HANNAM, A. G. and MATTHEWS, B.: Changes in the activity of the masseter muscle following tooth contact. J. Dent. Res. 48, 1131 (1969)

61. YU, S-KJ., SCHMITT, A. and SESSLE, B. J.: Inhibitory effect on jaw muscle activity of innocous and noxious stimulation of facial and intraoral sites in man. Arch. oral Biol. 18, 861 - 870 (1973)

62. ZIPP, P.: Methoden zur Verminderung von Bewegungsstörungen bei der Ableitung von bioelektrischen Signalen mittels Oberflächenelektroden. Biomedizinische Technik 78, 39 (1978)

Für die Überlassung des Themas danke ich
Herrn Professor Dr. W. Schulte.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dipl.-Phys.
D. Lukas und Herrn Dr. L. Mühlbradt für die
wertvolle Unterstützung.

Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungs-
gemeinschaft gefördert.

LEBENSLAUF

Am 15. Dezember 1949	wurde ich, Werner Hans Alber, als Sohn des Mechanikermeisters Friedrich Alber und seiner Ehefrau Elise Alber, geb. Kilgus, in Stuttgart geboren.
Von 1956 bis 1960	war ich Schüler der Volksschule Bernhausen
Von 1960 bis 1966	besuchte ich die Realschule Bernhausen.
Ab März 1966	absolvierte ich bei der Fa. Siemens ein zweijähriges elektrotechnisches Praktikum.
Am 15. März 1968	begann ich das Studium der Elektrotechnik (Nachrichtentechnik) an der Ingenieurschule Ulm.
Am 12. Februar 1971	legte ich die Ingenieurprüfung ab.
Ab dem 01. April 1971	wurde ich zur Bundeswehr einberufen.
Ab Oktober 1972	arbeitete ich als Ingenieur bei der Fa. IBM.
Zum Sommersemester 1973	wurde ich an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen für das Fach Mathematik eingeschrieben.
Zum Wintersemester 1974/75	wechselte ich in das Fach Zahnmedizin über.
Am 17. September 1975	bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung für Zahnärzte.
Am 16. März 1977	legte ich die zahnärztliche Vorprüfung ab.
Am 20. Dezember 1979	schloß ich die Ausbildung mit der zahnärztlichen Prüfung (Staatsexamen) ab.
Seit April 1980	war ich Assistenz-Arzt in einer freien Zahnarztpraxis.
Im Oktober 1982	habe ich mich als freier Zahnarzt in Neuhausen (Fildern) niedergelassen.